



UNIVERSIDADE  
**NOVA**  
DE LISBOA



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA  
ESCOLA NACIONAL DE SAÚDE PÚBLICA



Cláudia Paiva

**Efeito da introdução de tarefas  
cognitivas nos parâmetros angulares  
da marcha da população idosa,  
medido por um sistema ambulatorio  
de análise cinemática tridimensional**

Dissertação de Mestrado em Fisioterapia- Ramo das  
Condições Músculo-Esqueléticas  
Relatório de Projecto de Investigação

Madalena Gomes da Silva

Ricardo Matias

Dezembro 2016

Relatório do Projecto de Investigação apresentado para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, área de especialização em Fisioterapia em Condições Músculo-Esqueléticas realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Madalena Ramos Lopes Gomes da Silva e co-orientação do Professor Doutor Ricardo da Costa Branco Ribeiro Matias

Declaro que este Relatório de Projecto de Investigação é o resultado da minha investigação pessoal e independente. O seu conteúdo é original e todas as fontes consultadas estão devidamente mencionadas no texto, nas notas e na bibliografia.

A candidata,

---

(Cláudia Filipa Duarte Catrola Paiva)

Setúbal, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

Declaro que este Relatório de Projecto de Investigação se encontra em condições de ser apresentado a provas públicas.

A orientadora,

---

(Professora Doutora Madalena Ramos Lopes Gomes da Silva)

Setúbal, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

O presente Relatório de Projecto de Investigação foi escrito segundo o antigo acordo  
ortográfico da língua portuguesa

*Às minhas filhas,  
Maria Inês e Filipa*

## **AGRADECIMENTOS**

A conclusão deste trabalho significa a concretização de um projecto pessoal. Representa o fim de um caminho de insistência, persistência e até resiliência. Um caminho muitas vezes só, trabalhoso e repleto de aprendizagens, a vários níveis. Aprendizagens estas que me fizeram crescer enquanto profissional de saúde, e enquanto pessoa. Um caminho que me transformou, para melhor, e que modificou muitas perspectivas acerca de mim própria e de outros com quem partilhei o percurso.

Sem o contributo e colaboração de algumas pessoas e instituições, não teria conseguido concluir esta etapa, pelo que quero agradecer:

À Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal, à Faculdade de Medicina da Universidade Nova de Lisboa e à Escola Nacional de Saúde Pública, por me terem proporcionado as condições necessárias para poder concluir o presente trabalho.

À Professora Doutora Madalena Gomes da Silva, por toda a compreensão e orientação neste projecto. É um privilégio poder conhecer a pessoa extraordinária que é. Obrigada pela força noutros momentos tão importantes e marcantes para mim.

Ao Professor Doutor Ricardo Matias, co-orientador deste trabalho.

À Nádía Augusto, parceira de investigação. Obrigada pelo espírito de equipa e entejuda.

À Direcção do Centro Comunitário de São Sebastião, em Setúbal, por ter colaborado e autorizado a recolha de dados deste projecto.

Aos participantes deste estudo, sem os quais teria sido impossível a sua realização. Muito obrigada pela simpatia e disponibilidade demonstrada.

À minha filha Maria Inês, que é, sem ter noção disso, a impulsionadora da minha garra, o maior motivo do meu sorriso e a maior concretização que tive. Obrigada filha por me teres tornado a melhor versão de mim. Um obrigada igualmente especial à minha filha Filipa, que ainda está a caminho, mas já me faz sentir a pessoa mais completa do mundo. Obrigada Pipa por me permitires poder sentir novamente a verdade do amor incondicional.

Ao Nuno, por ser o marido e o amigo que é. Por ser uma das minhas pessoas favoritas. Por estar ao meu lado, todos os dias. Pelo incentivo constante, pelo apoio em cada projecto. Por muitas linhas que aqui escreva, as palavras nunca serão suficientes para reconhecer toda a sua dedicação para comigo ao longo destes anos.

Aos meus pais, meus grandes amigos e pilares. Um obrigada especial à minha mãe, que me deu uma lição de (sobre)vida, de luta e de superação. Que me ensinou a desfrutar do hoje, do aqui e do agora, porque o amanhã não nos pertence. Obrigada mãe, por me teres ajudado a redefinir as minhas prioridades de vida e valorizar o que realmente importa. Este trabalho também é para ti, por me teres prometido que estarias presente quando estivesse concluído.

À Marta Matias, amiga do coração, que me relembra vezes sem conta que o trabalho da minha vida é o que faço com as minhas mãos, todos os dias, junto dos meus utentes. Obrigada Marta pela pessoa luminosa que és, por poder aprender contigo em termos profissionais e poder contar com a tua amizade genuína em tantos momentos importantes que já partilhámos.

À Vanessa Rodrigues e ao José Marques, que foram um incentivo importante nesta etapa. Obrigada pelo apoio, amizade e por terem acreditado que não iria desistir de chegar à meta!

À Isabel Bastos de Almeida, um exemplo para mim enquanto Fisioterapeuta e pessoa. Obrigada pela amizade, pelos momentos de aprendizagem e por cada palavra encorajadora.

À Dra. Adelaide, pelo profissionalismo e ajuda ao longo destes dois anos.

Ao Rodrigo Martins, pela constante disponibilidade e ajuda.

A toda a equipa da clínica Desporsano, com quem é um prazer trabalhar. Obrigada a todos pelo vosso carinho e confiança.

## RESUMO

**Efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros angulares da marcha da população idosa, medido por um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional.**

**Paiva, C.; Gomes da Silva, M.**

**Palavras-chave:** Marcha, dupla tarefa, parâmetros angulares, idosos, sensores inerciais.

**Introdução:** A análise cinemática da marcha tem sido amplamente estudada nas últimas décadas, quer em contexto laboratorial quer, mais recentemente, em ambulatório. A sua análise pode ser utilizada para avaliar a qualidade de vida, o estado geral de saúde e a função física da população idosa. As alterações no desempenho da marcha são responsáveis por 55% das quedas ocorridas, sendo que o facto da pessoa idosa realizar uma tarefa durante a execução da mesma (desempenho em dupla tarefa) tem sido reportado na literatura como factor explicativo das alterações dos parâmetros de marcha.

**Objectivo:** Descrever os parâmetros angulares da marcha (designadamente ângulos articulares e velocidade angular) da população idosa, e analisar as respectivas diferenças, quando introduzidas tarefas cognitivas (memória/fluência verbal e cálculo mental) durante a realização da mesma, medidas por um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional – 3D.

**Metodologia:** Foi desenvolvido um estudo observacional, do tipo quantitativo e descritivo-correlacional, de carácter transversal e exploratório. Seleccionou-se uma amostra não probabilística, por conveniência geográfica a partir do Centro Comunitário de São Sebastião, em Setúbal, de acordo com critérios de participação previamente definidos. Os participantes realizaram marcha sem tarefa cognitiva associada (grupo *Gait*) e com dupla tarefa (grupos *Memory* e *Calculation*). Os dados cinemáticos referentes às articulações do membro inferior foram recolhidos através do sistema Xsens MVN.

**Resultados:** Foi considerada uma amostra de 202 ciclos de marcha realizados por 15 participantes de ambos os géneros, com uma média de idades de 75,7 anos. No que respeita aos ângulos articulares, o teste de comparação múltipla de Tukey mostra diferenças significativas entre os grupos, na articulação da anca direita na fase de apoio ( $p = .007$ ); na articulação da anca esquerda na fase oscilante ( $p = .041$ ) e na articulação do joelho esquerdo na fase oscilante ( $p = .033$ ). Relativamente à variável velocidade angular, as diferenças são, na maioria, significativas em todas as articulações estudadas ( $p < .05$ ) sendo o grupo *Calculation* o que apresenta menor velocidade angular, seguindo-se do grupo *Memory* e por fim *Gait*.

**Conclusão:** O presente estudo demonstra que a dupla tarefa durante a marcha da população idosa, tem implicações no seu desempenho, alterando os seus parâmetros angulares e consequentemente, a sua segurança. A velocidade angular diminui substancialmente quando introduzidas tarefas cognitivas, sobretudo tarefas de cálculo. O Xsens MVN é um sistema capaz de recolher dados cinemáticos no plano sagital, nas articulações do membro inferior, mostrando-se sensível para detectar alterações nos parâmetros angulares da marcha quando introduzidas tarefas cognitivas.



## ABSTRACT

**Effect of introducing cognitive tasks in the angular gait parameters of the older adults, as measured by an ambulatory system of three-dimensional kinematic analysis.**

**Paiva, C.; Gomes da Silva, M.**

**Keywords:** gait, dual task, angular parameters, older adult, inertial sensors.

**Background:** Kinematic gait analysis has been extensively studied in the last decades, both in the laboratory context and, more recently, in the ambulatory. Their analysis can be used to assess the quality of life, the general state of health and the physical function of the elderly population. Changes in gait performance are responsible for 55% of falls, and the fact that the elderly perform a task during the performance (dual-task performance) has been reported in the literature as an explanatory factor of changes in gait parameters.

**Objective:** Describe the angular parameters of gait (articular angles and angular velocity) of the elderly population, and analyze the respective differences when the cognitive tasks (memory / verbal fluency and mental calculation) were introduced during the gait, measured by an ambulatory 3D kinematic analysis system.

**Methodology:** An observational, quantitative and descriptive-correlational study, with a cross-sectional and exploratory nature, was performed. A non-probabilistic sample was selected for geographic convenience from the Centro Comunitário de São Sebastião in Setúbal, according to previously defined inclusion criteria. Participants performed gait without associated cognitive task (Gait group) and with double task (Memory and Calculation groups). The cinematic data regarding the lower limb joints were collected through the Xsens MVN ambulatory system.

**Results:** A sample of 202 gait cycles was performed by 15 participants of both genders, with a mean age of 75.7 years. Regarding joint angles, Tukey's multiple comparison test shows significant differences in the right hip joint in the stance phase ( $p = .007$ ); in the left hip joint in the swing phase ( $p = .041$ ) and in the left knee joint in the swing phase ( $p = .033$ ), between the groups. Regarding the variable angular velocity, the differences are mostly significant in all joints studied ( $p < .05$ ), with the Calculation group having the lowest angular velocity, followed by Memory and finally Gait.

**Conclusion:** The present study proves that the double task during the gait of the elderly population has implications for its performance, altering its angular parameters and, consequently, its safety. The angular velocity decreases substantially when cognitive tasks are introduced, especially calculation tasks. The Xsens MVN is a valid system, able to capture kinematic data in the sagittal plane, in the lower limb joints, being sensitive to detect changes in angular gait parameters when cognitive tasks are introduced.

# ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO.....	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	4
3. METODOLOGIA.....	16
3.1. Tipo de Estudo.....	16
3.2 População e Amostra.....	16
3.2.1 Critérios de Exclusão.....	16
3.2.2 Variáveis do Estudo.....	17
3.3 Instrumentos de Medida.....	17
3.4 Procedimentos.....	20
3.4.1 Procedimento Experimental.....	20
3.4.2 Procedimento de Recolha de Dados com o Xsens.....	22
3.5 Considerações Éticas.....	24
3.6 Análise e tratamento dos Dados Recolhidos.....	26
4. RESULTADOS.....	27
4.1 Caracterização da Amostra.....	27
4.2 Análise dos Parâmetros Angulares.....	27
4.2.1 Ângulos Articulares.....	28
4.2.2 Velocidade Angular.....	30
5. DISCUSSÃO.....	34
6. CONCLUSÃO.....	41
7. BIBLIOGRAFIA.....	44
APÊNDICE A- Questionário de Caracterização Sócio-Demográfica e Clínica	
APÊNDICE B- Mini Mental State Examination	
APÊNDICE C- Pedido de autorização para recolha de dados	
APÊNDICE D- Autorização para recolha de dados	
APÊNDICE E- Carta explicativa do estudo aos participantes	
APÊNDICE F- Declaração de consentimento informado	

APÊNDICE G- Dados sócio demográficos dos participantes

APÊNDICE H- Apresentação dos dados estatísticos – ângulos articulares

APÊNDICE I- Apresentação dos dados estatísticos – velocidade angular

ANEXO 1- Reconstrução do modelo esquelético do Xsens

## 1. INTRODUÇÃO

A marcha humana consiste numa tarefa motora complexa, sendo preponderante para uma locomoção autónoma, segura e efectiva (Kwon, Son & Lee, 2015). A integridade, interdependência e interacção harmoniosa entre o sistema músculo-esquelético e neurológico, conferem à marcha um desempenho normativo, tornando-a na tarefa que proporciona ao ser humano maior independência funcional (Gervásio, Barbosa, Brandão, *et al*, 2012).

O desempenho individual na execução da marcha não é estanque, modificando-se ao longo das várias décadas de vida. A alteração no desempenho da marcha, poderá resultar de uma multiplicidade de factores, sendo a causa mais natural e, em parte, incontornável, o declínio funcional e cognitivo associado ao próprio processo de envelhecimento (Botelho, 2007; Caeiro, 2008; Sequeira, 2007).

Determinar que a execução/desempenho da marcha apresenta diferenças face aos referenciais de normalidade descritos e reportados na literatura, revela-se preponderante, na medida em que, constitui um factor preditor de declínio funcional e indicador de risco na população idosa (Gervásio, Barbosa, Brandão, *et al*, 2012). Esta afirmação é corroborada por Hollman e colaboradores (2011), que sustentam que o estudo da marcha pode ser utilizado para avaliar a qualidade de vida, o estado geral de saúde e a função física da pessoa idosa, sendo que a análise de parâmetros específicos da mesma ajuda a avaliar o risco de quedas, demência, fragilidade e mortalidade precoce.

A análise dos parâmetros específicos da marcha (parâmetros espaço-temporais e angulares) tem sido alvo de investigação clínica ao longo das últimas décadas, revelando-se uma mais valia na compreensão e prevenção de muitos fenómenos inerentes ao processo de envelhecimento (Beauchet, Annweiler, Dubost, *et al* 2009). Desde 1997, que Lundin-Olson e colaboradores, introduziram o princípio de *dual-task performance*/desempenho em dupla tarefa, como principal factor explicativo das alterações dos referidos parâmetros. Segundo o mesmo autor, duas ou mais tarefas executadas simultaneamente (realizar marcha e manter um diálogo, por exemplo) interferem com os recursos provenientes do cortex cerebral influenciando a resposta motora, colocando o indivíduo em situação de risco.

A dupla tarefa durante a marcha obriga a dividir a atenção, sendo que o envelhecimento natural, *per si*, já provoca défices nos processos de atenção e funções cognitivas. Assim, as tarefas cognitivas são reportadas na literatura como as mais efectivas para avaliar as alterações de marcha e seus parâmetros na população idosa, sob o desempenho de dupla tarefa (Al-Yahya, *et al*, 2011; Holtzer, *et al*, 2012).

Depreende-se, desta forma, que realizar marcha não é uma tarefa automatizada e exige prestar atenção a uma multiplicidade de factores e exigências ambientais (tipo de pavimento, obstáculos durante o percurso, barreiras arquitetónicas), obrigando a constantes reajustes posturais para evitar perdas de equilíbrio ou quedas. Este facto, justifica uma vez mais, a relevância do estudo da marcha e seus parâmetros no âmbito da população geriátrica (Montero-Odasso, Verghese, Bauchet & Hausdorff, 2012).

O estudo cinemático da marcha apresenta, até aos dias de hoje, diversas limitações e contorvérsias, no que diz respeito: aos critérios e parâmetros avaliados, à sua relação com a função, aos instrumentos utilizados para recolha de dados bem como ao ambiente em que é estudada (laboratório *versus* ambulatório) (Zhang, Novak, Brouwe & Li, 2013).

Os sistemas de análise de movimento baseados em câmeras, têm sido amplamente utilizados para avaliar a cinemática dos membros inferiores em diversas actividades, em contexto laboratorial (Zhang, Novak, Brouwe & Li, 2013). Nos últimos anos, o uso combinado de sensores inerciais e magnéticos (designados por *Inertial Measurement Units* - IMU's), têm sido utilizados como alternativa ao sistema óptico, promovendo uma análise cinemática tridimensional da marcha, em ambulatório, num ambiente mais próximo do contexto real dos indivíduos. Os sensores inerciais são de reduzida dimensão, permitindo a sua colocação junto dos diferentes segmentos do corpo, de forma a ser possível recolherem dados referentes a parâmetros angulares: aceleração linear, velocidade angular e ângulos articulares (Favre, Crevoisier, Jolles & Aminian, 2010).

O objectivo do presente estudo consiste em descrever os parâmetros angulares da marcha (nomeadamente ângulos articulares e velocidade angular) da população idosa, e analisar as respectivas diferenças, quando introduzidas tarefas cognitivas (memória/fluência verbal e cálculo mental) durante a realização da mesma, medidas através de IMU's.

O presente trabalho encontra-se organizado em 6 capítulos, sendo a Introdução o primeiro. Segue-se a Revisão da Literatura, Metodologia, Resultados, Discussão e Conclusão. Na revisão da literatura, a estrutura apresentada tem como finalidade esclarecer o leitor acerca de conceitos teóricos relevantes para a compreensão do trabalho de investigação realizado.

No capítulo seguinte, Metodologia, são descritos os métodos de investigação, a amostra, os instrumentos e procedimentos experimentais. São ainda mencionadas as técnicas de análise de dados bem como as considerações éticas. Os resultados e respectiva análise são descritos no capítulo dos Resultados. Na discussão é feita uma reflexão acerca dos resultados, articulando-os com a evidência disponível na literatura. Na conclusão apresenta-se uma síntese do trabalho realizado, assim como algumas limitações inerentes à investigação e indicações para estudos futuros. Após a descrição da Bibliografia, encontram-se os Apêndices com o material desenvolvido necessário à investigação e os Anexos com material de informação complementar ao descrito no corpo de texto.

## 2. REVISÃO DA LITERATURA

O envelhecimento da população tem vindo a assumir, ao longo das últimas décadas, um destaque não negligenciável no âmbito da saúde pública a nível mundial. Desde as últimas três décadas, o número de pessoas no mundo com mais de 60 anos duplicou, estimando-se a manutenção deste cenário demográfico até 2050. Estima-se também que, até 2050, o número de indivíduos a nível mundial com idade igual ou superior a 80 anos vai quadruplicar para 395 milhões (Organização Mundial de Saúde - OMS, 2012).

Em Portugal, o envelhecimento assume uma importância considerável, verificando-se uma alteração no perfil da estrutura demográfica, manifestamente marcada pela faixa etária mais elevada, o que assume uma preocupação significativa a nível sócio-económico e de saúde a nível nacional. O índice de envelhecimento revela que existem em Portugal 141 idosos por cada 100 jovens (Instituto Nacional de Estatística -INE, 2014).

Este facto surge como consequência, não apenas do aumento da esperança média de vida à nascença, que a par da melhoria dos serviços de saúde nas últimas décadas, predispõe a população a viver mais tempo com co-morbilidades e eventuais condições crónicas, mas também devido à reduzida taxa de natalidade (que se mantém abaixo do limiar esperado para a substituição de gerações), bem como ao incremento da taxa migratória de indivíduos em idade activa para outros países da Europa (INE, 2014).

Neste sentido, o aumento da esperança média de vida verificada, culmina numa necessidade e/ou oportunidade para a acção de saúde pública durante o curso de vida: prevenir doenças crónicas, garantir diagnósticos precoces; reverter ou diminuir os declínios da capacidade e promover/incentivar comportamentos que a optimizem de forma a potencializar um envelhecimento saudável (Pereira, Carnide, Machado, *et al*, 2012).

O envelhecimento é um processo natural, dinâmico, diferencial e irreversível. Tem início ainda antes do nascimento e prolonga-se ao longo da vida culminando em alterações quer a nível físico e/ou funcional, quer a nível psicológico e social (Direcção Geral de Saúde – DGS, 2004). Apesar de ser um processo progressivo, nem sempre o envelhecimento “cronológico” ocorre paralelamente ao envelhecimento funcional explicando, em parte, a diversidade de *performances* cognitivas e funcionais em escalões etários similares

(Sequeira, 2007). Embora o envelhecimento seja um processo diferencial, existem alterações fisiológicas características, que se manifestam desde os 40 anos até ao final da vida (Botelho, 2007; Caeiro 2008). As alterações culminam no progressivo descondicionamento da pessoa idosa, quer a nível físico quer psico-cognitivo sendo, porém, no desempenho funcional durante a realização de actividades da vida diária (AVD's) onde é melhor percepcionado o impacto do referido declínio e o aumento da vulnerabilidade da pessoa idosa (American College of Sports Medicine – ACSM, 2006).

O declínio funcional da população idosa deve-se a vários factores, podendo estes ser agrupados em factores predisponentes e incidentes críticos (Caeiro, 2008). Os factores predisponentes são os inerentes ao próprio indivíduo (idade, género, condição física), os factores ambientais e condições de saúde. (Waite, 1995, Cheung, 2000 *cit por* Grundy & Sloggett, 2003). Os incidentes críticos definem-se, por sua vez, como acontecimentos parcialmente imprevisíveis e que perturbam o idoso e a sua capacidade de auto-regulação (Rasmussen, 1994 *cit. por* Caeiro *et al*, 2008) podendo contribuir para o seu declínio funcional: queda, morte de um familiar, reforma (Caeiro *et al*, 2008).

De todos os factores referidos, as quedas surgem como o principal problema de saúde pública para os indivíduos e sociedade, estando associadas a um maior declínio funcional, níveis elevados de dependência e ao aumento do número de institucionalizações bem como internamentos hospitalares, culminando na necessidade de cuidados de saúde a longo prazo e, consequentemente, a custos económicos elevados (Clemson, Singh, Bundy, *et al*, 2012; Bruce, Ranji, Emma, *et al*, 2016). Segundo a OMS (2012) a queda é definida como a consequência de qualquer acontecimento que leve o indivíduo a cair no chão ou a um nível mais baixo, involuntariamente. Em Portugal, estima-se que cerca de 40% população residente com idade superior a 65 anos vai sofrer uma queda pelo menos uma vez por ano, e cerca de um em quarenta episódios de queda, resultará em hospitalização e cenários de morbilidade ou mortalidade (Pereira, Carnide, Machado, *et al*, 2012).

Após a ocorrência de uma queda, verifica-se que os idosos desenvolvem medo de cair, o que culmina num ciclo de medo-evitamento, resultando na exacerbação do declínio funcional e promovendo o descondicionamento físico do idoso a médio/longo prazo. O referido síndrome pós-queda leva ao isolamento, redução dos níveis de auto-eficácia e



perda de autonomia funcional na marcha, o que resulta na restrição das AVD's (Pereira, Carnide, Machado, *et al*, 2012).

Segundo Guedes e colaboradores (2014), aproximadamente 55% das quedas são consequência das alterações na marcha do idoso, sobretudo quando esta é realizada em simultâneo com outra actividade ou tarefa (Lundin-Olson, *et al*, 1997, *cit por* Beauchet, Annweiler, Dubost, *et al* 2009). A marcha é a actividade mais importante do dia-a-dia dos indivíduos, conferindo-lhes autonomia e funcionalidade no quotidiano e na execução de AVD's, sendo uma tarefa complexa e influenciada por uma multiplicidade de factores (condição de saúde, controlo e programação motora, condição músculo-esquelética, função sensorial, nível de actividade física e factores ambientais) (Guedes, *et al*, 2014).

A marcha corresponde ao intervalo de tempo e/ou sequência de movimentos que se inicia quando um calcanhar contacta com o solo e finaliza quando o mesmo volta a contactar o solo, perfazendo dois contactos consecutivos do mesmo pé. Para cada membro inferior, o ciclo da marcha apresenta duas fases: fase de apoio (cerca de 60% do ciclo), e fase oscilante ou de balanço (cerca de 40% do ciclo). A fase de apoio contempla várias sub-fases: contacto do calcâneo, apoio total do pé, médio apoio e impulsão. Por sua vez, a fase oscilante contempla as sub-fases de aceleração, média e desaceleração. As sub-fases de impulsão e aceleração, correspondem ao momento de duplo apoio da marcha (Tao, Liu, Zheng & Feng, 2012).

A marcha caracteriza-se por ser um ciclo constante de perda momentânea do equilíbrio, consequente da alteração do centro de gravidade para fora da base de sustentação, e uma nova recuperação do equilíbrio devido à mudança da base de sustentação através do passo (Demura & Uchiyama, 2007). Depende de equilíbrio - estático e dinâmico, capaz de gerar sucessivos desequilíbrios, que geram deslocamento do corpo no espaço. Por sua vez, o equilíbrio durante a marcha, depende da integração e processamento central dos vários sistemas e componentes: sistema músculo-esquelético, visual, vestibular, somato-sensorial e a proprioceptividade. (Santos, 2012).

Atendendo às alterações biológicas do envelhecimento natural, nomeadamente a degeneração osteo-articular; redução da acuidade visual; diminuição da flexibilidade musculotendinosa (por consequência da degradação do tecido conjuntivo periarticular, o

que justifica, em parte, a perda progressiva de amplitude de movimento) diversos sistemas e componentes responsáveis pelo equilíbrio e controlo postural da marcha são afetados significativamente. (Gervásio, Barbosa, Brandão, *et al*, 2012). As alterações no equilíbrio corporal diminuem a capacidade de o indivíduo utilizar estratégias compensatórias durante a marcha, aumentando a sua instabilidade no decorrer da mesma, sendo necessário maior atenção e concentração para controlar as variações na marcha, e aumentando por consequência o seu risco de queda (Guedes *et al*, 2014; Santos, 2012).

Para tentar colmatar o défice de equilíbrio, os idosos passam mais tempo na fase de apoio do que na fase oscilante (contacto com o solo gera maior segurança – aumenta o tempo da fase de duplo apoio do pé), aumentando a frequência de passos (cadência) e diminuindo a amplitude da passada. Por consequência, a marcha torna-se mais lenta, com velocidade inferior, sendo a partir dos 65 anos (e com agravamento a partir dos 75 anos) que se verifica uma maior e progressiva diminuição da velocidade ao caminhar (Guedes *et al*, 2014; Santos, 2012).

Estas alterações, têm sido estudadas e são reportadas na literatura como descritores ou parâmetros espaciais, temporais e espaço-temporais da marcha. Os descritores espaciais da marcha incluem: comprimento do ciclo de marcha; comprimento do passo; largura entre passos e ângulo do pé. Por sua vez, os descritores temporais da marcha referem-se à cadência (número de passos por minuto); duração do ciclo de marcha e duração do passo. No que respeita aos descritores espaço-temporais, a velocidade (m/s) é o parâmetro estudado. Para além dos descritores/parâmetros mencionados, o estudo da marcha inclui igualmente parâmetros angulares, sendo os seus descritores os ângulos articulares (medidos em graus); a velocidade angular (graus/s), que significa a taxa com que a orientação do(s) segmento(s) corporais muda(m), isto é, a velocidade a que o ângulo da articulação altera; e aceleração angular (graus/s<sup>2</sup>) que representa a variação da velocidade angular no tempo (Kwon, Son & Lee, 2015).

A variabilidade nos padrões e parâmetros de marcha resultantes do envelhecimento, bem como o desempenho da pessoa idosa durante esta actividade, parecem ser um marcador de avaliação importante e preditivo da mobilidade futura do idoso. Lundin-Olson e colaboradores (1997), citado por Beauchet e colaboradores (2009) introduziu o princípio

de desempenho em dupla tarefa como factor explicativo das alterações dos parâmetros de marcha. O paradigma de desempenho em dupla tarefa na marcha revela-se clinicamente relevante, uma vez que, é mais representativo do contexto diário dos indivíduos, quando comparado à marcha isolada, estando presente em diversos momentos do quotidiano comum (Al-Yahya, *et al*, 2011; Guedes, *et al*, 2014).

A avaliação do desempenho durante a marcha foi comparada ao desempenho da mesma quando introduzida outra tarefa que solicitasse a atenção do indivíduo, mostrando que a dupla tarefa causa interferência com o normal desempenho da marcha pela necessidade de dividir a atenção. Exemplo do referido anteriormente é o facto do sujeito parar de caminhar quando responde a uma questão ou estabelece uma conversa, mostrando que a marcha não é uma tarefa automática e requer *focus* para o equilíbrio e controlo motor (Bauchet & Berrut, 2006; Menant, Schoene, Sarofim & Lord, 2014). A inevitabilidade da pessoa idosa ter que pensar e dividir a atenção quando sujeita a uma dupla tarefa durante a marcha, compromete a sua segurança (Beauchet, Annweiler, Dubost, *et al*, 2009; Chu, Tang, Peng & Chen, 2012; Nordin, Moe-Nilssen & Lundin-Olsson, 2010).

Realizar marcha exige prestar atenção a vários recursos ambientais e obriga a constantes reajustes posturais para evitar tropeços ou quedas. Neste sentido, não é surpreendente que os défices em processos de atenção e funções cognitivas, típicos do normal processo de envelhecimento, estejam relacionados com risco de instabilidade postural, declínio na execução de AVD's, e insegurança na marcha (Montero-Odasso, Verghese, Bauchet & Hausdorff, 2012). A hipótese subjacente é que duas tarefas executadas simultaneamente possam interferir e até competir com os recursos provenientes do córtex cerebral. A interferência causada pela dupla tarefa, durante a marcha, depende da prioridade dada a uma ou ambas as tarefas, com base no pressuposto de que os recursos de atenção são limitados (Beauchet, Annweiler, Dubost, *et al*, 2009).

Desde que Lundin-Olson, em 1997, estabeleceu pela primeira vez a relação entre a incapacidade de realizar marcha ao mesmo tempo que se mantém um diálogo ("*Stops walking when talking*"), vários estudos se sucederam no sentido de analisar e compreender esta relação (Bauchet, Annweiler, Dubost *et al*, 2009).

A revisão sistemática da literatura de Beauchet e colaboradores (2009), incluiu 15 estudos, resultantes de uma pesquisa, desde 1997 até 2008, nas bases de dados Medline e Cochrane. Dois dos três estudos retrospectivos e seis dos oito estudos prospectivos incluídos na referida revisão sistemática, mostraram uma relação significativa entre as alterações no desempenho de marcha em dupla tarefa e ocorrência de quedas. O *odds ratio* para a ocorrência de quedas, na análise agrupada dos 15 estudos integrados, foi 5.3 (IC 95%, 3,1-9,1).

Um estudo prospectivo de coorte, realizado por Beauchet e colaboradores (2008), com uma amostra de 187 idosos não institucionalizados (133 sujeitos no grupo *non-fallers* e 54 no grupo *fallers*- com história de queda), teve como objectivo analisar a marcha com um desempenho de dupla tarefa (realizar contagem decrescente) e descrever a relação das alterações dos seus parâmetros com a ocorrência de uma primeira queda. O estudo mostra que contar regressivamente, provocou alteração nos parâmetros de marcha, verificando-se desaceleração da mesma e consequente aumento do tempo da sua realização ( $p=.030$  para tarefa isolada e  $p=.007$  para dupla tarefa, no grupo *fallers* comparado com os *non-fallers*) e maior número de passos em dupla tarefa ( $p<.001$ ) para ambos os grupos. O referido estudo mostra ainda que a segurança durante a marcha depende, em parte, da capacidade de adaptar/reajustar os padrões de marcha às AVD's mais relacionadas com tarefas funcionais (Beauchet, Allali, Annweiler, *et al*, 2008).

Se mais de metade das quedas ocorrem devido às alterações do padrão e dos parâmetros de marcha do idoso, torna-se importante promover e consolidar o seu estudo, apostando na investigação, de forma a padronizar os procedimentos de teste e estabelecer capacidade de resposta e de validade para utilização segura da variabilidade da marcha como uma medida robusta de avaliação, diagnóstico e prognóstico (Lord, Howe, Greenland, *et al*, 2011).

A cinemática é amplamente utilizada na investigação e estudo da marcha, para cálculos lineares e angulares dos deslocamentos, velocidades e acelerações dos segmentos corporais (Hamill & Selbie, 2004). A cinemática é a ciência que estuda o movimento, é a descrição do movimento no espaço tridimensional. Em movimento humano, refere-se ao estudo das posições, ângulos, velocidades e acelerações de segmentos do corpo e articulações durante o movimento (Hamill & Selbie, 2004).

Os dados cinemáticos referentes aos ângulos articulares e velocidade angular das articulações da anca, joelho e tíbio-társica, assumem importante relevância clínica, reportada na literatura desde há várias décadas (Oberg, Karsznia & Oberg, 1994).

Estudos realizados desde as décadas de 70-80, demonstram um aumento do ângulo articular do joelho na fase de médio apoio da marcha, em cerca de 0,5° por década e uma diminuição entre 0,5° a 0,8° por década, nos ângulos de flexão do joelho durante a fase oscilante (Oberg, Karsznia & Oberg, 1994). Uma redução no ângulo de flexão do joelho e/ou flexão dorsal da tíbio tária durante a fase oscilante, pode comprometer determinantemente a segurança durante a marcha, na medida em que duplica a probabilidade de tropeços ou quedas por ineficaz “elevação” do membro inferior. (Gervásio, Barbosa, Brandão, *et al*, 2012).

Berg e colaboradores (1997), descreveram que, a não elevação adequada do pé na fase de impulsão (independentemente da velocidade da marcha) leva a tropeços constantes, sendo este um dos factores responsáveis por 48% das quedas em idosos. Um estudo de Winter (1991), demonstrou o aumento de 2° a 4° dos ângulos de flexão do joelho e da anca com o aumento da cadência da marcha. Perry e colaboradores (1977) reportam o aumento do ângulo do joelho durante a fase de apoio e Inman e colaboradores (1981) mostram o aumento do comprimento da passada e o aumento da flexão/extensão da anca com o aumento da velocidade da marcha.

A heterogeneidade na população idosa é comum e multifactorial (Botelho, 2007). Duas pessoas podem apresentar amplitudes/ângulos articulares similares, mas manifestarem um desempenho na marcha distinto, ao ponto de uma estar em risco de queda e outra não. Se a velocidade angular for diferente, o sujeito “mais rápido” consegue, à partida, utilizar estratégias compensatórias a tempo de responder funcionalmente ao estímulo externo e evitar situações de risco (Beauchet, Annweiler, Dubost, *et al*, 2009). Isto significa que, aliado a determinadas alterações, transversais ao processo de envelhecimento (diminuição da estabilidade postural, défices na condução nervosa, alteração na programação e *output* motor, alteração dos mecanismos de recrutamento motor e acção muscular) está a capacidade ou não do sujeito responder, adaptar-se e reajustar-se aos diversos estímulos e solicitações externas/ambientais (contornar obstáculo no caminho, mudança de pavimento

ou direcção, comunicar enquanto realiza marcha, entre outras situações de desempenho duplo) (Beauchet, Annweiler, Dubost, *et al*, 2009).

A importância da avaliação dos ângulos articulares e velocidade angular, centra-se assim na sua relevância clínica, suportada na sua relação com a velocidade de reacção a estímulos externos, preponderante durante a marcha. Neste sentido, o objectivo do presente estudo de investigação consiste em **descrever os parâmetros angulares da marcha (designadamente ângulos articulares e velocidade angular) da população idosa, e analisar as respectivas diferenças, quando introduzidas tarefas cognitivas (de memória/fluência verbal e cálculo mental) durante a realização da mesma, medidas por um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional**. Subjacente ao objectivo, surge a primeira questão de investigação: *que alterações se verificam nos parâmetros angulares da marcha da população idosa quando introduzidas tarefas cognitivas durante a mesma, medidas por um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional?*

A análise cinemática da marcha tem sido estudada nas últimas décadas, em contexto laboratorial, com câmaras, emissores e marcas refletoras implantados nos sujeitos (Hirokawa & Matsumara, 1987 *cit. por* Aminian, *et al*, 2002), placas de força e/ou electromiografia e electrogoniómetros, que permitem uma análise completa da marcha, mas requerem um laboratório sofisticado. Apesar de utilizadas em contexto de investigação, o custo dos equipamentos, o espaço físico que requerem para a sua utilização, o tempo necessário para a instrumentação e análise de dados, é reportado na literatura como um factor limitante à sua utilização plena na prática clínica (Aminian, *et al*, 2002).

Não obstante o referido, o facto de a análise de marcha ocorrer em contexto laboratorial (controlado), num caminho pré-definido e específico, torna a recolha de dados afastada do contexto real do indivíduo (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009). Para além disso, em contexto laboratorial, admite-se que os dados recolhidos a partir de apenas alguns ciclos de marcha são representativos do desempenho normal de determinado sujeito, o que pode não se verificar, dado que, o controlo e observação do sujeito pode alterar, em parte, o seu desempenho durante a marcha (Aminian, *et al*, 2002; Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

No sentido de colmatar as referidas limitações, o progresso tecnológico tem permitido, o desenvolvimento de equipamentos capazes de recolher dados em ambulatório. A utilização de microcontroladores, sistemas de gravação com alta capacidade de memorização, utilização de pedais ou sensores de pressão colocados na sola do calçado e palmilhas com matriz de sensores de pressão, são reportados na literatura como capazes de reproduzir resultados satisfatórios na análise e monitorização da marcha, mas sobretudo em sujeitos sem alterações manifestas da mesma. (Zhu *et al*, 1991; Abu-Faraj *et al*, 1997 *cit. por* Aminian, *et al*, 2002).

Por outro lado, a utilização de sensores cinemáticos em miniatura tais como acelerómetros e sensores de velocidade angular (giroscópios) com módulos de calibração integrados, parecem ser promissores pois, devido ao seu baixo consumo, podem ser alimentados por bateria (Sparks *et al*, 1998 *cit. por* Aminian, *et al*, 2002).

Os acelerómetros determinam a direcção da aceleração linear/vertical por efeito gravitacional (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009). É um instrumento capaz de avaliar a frequência, duração e intensidade de uma determinada actividade (embora seja incapaz de determinar o seu tipo) através da aceleração e desaceleração do corpo humano, permitindo de forma imediata o *download* e posterior armazenamento dos dados recolhidos. (ACSM, 2006). A cadência ou duração de ciclo de marcha já foi reportada no passado através de pequenos acelerómetros mostrando-os sensíveis na detecção de parâmetros temporais da marcha. Porém, o sinal de aceleração é constantemente influenciado pela aceleração gravitacional e depende do local de ligação ao longo do segmento/membro (Evans *et al*, 1991; Aminian *et al*, 1995; Aminian *et al*, 1999).

Desde que a natureza actual da marcha consista na rotação do membro inferior à volta de uma articulação comum, a utilização de giroscópios, tornou-se também uma alternativa para a análise de marcha. (Tong & Granat, 1999; Nene, Mayagoitia & Veltink 1999). Os pedais, mencionados anteriormente, serviram de critério padrão para detectar alterações da marcha e validar o giroscópio como método de medição. No entanto, dificilmente os eventos da marcha evidenciaram correlação clara com os padrões de velocidade angular, o que se poderá justificar pelo facto das alterações de marcha serem sinais transitórios que

não podem ser adequadamente otimizados por meio de processamento de sinal tradicional (Aminian, *et al*, 2002).

A utilização isolada de acelerómetros e giroscópios, permitiu a análise e recolha de dados cinemáticos da marcha fora do contexto laboratorial, conferindo portabilidade a baixo custo, provando capacidade de armazenar dados provenientes dos ângulos da anca e joelho durante uma variedade de exercícios do membro inferior, o que se revelou imprescindível para a clínica (Mayagoitia, Nene & Veltink, 2002; O'Donovan, Kamnik, O'Keeffe & Lyons, 2007). Porém, a sua utilização revela-se contorversa pela forma como o cálculo das orientações segmentares no espaço são obtidas.

Através da utilização do cálculo individual das orientações corporais segmentares bem como o conhecimento sobre o comprimento dos segmentos e as rotações exequíveis entre os mesmos, é possível estimar-se a posição dos segmentos no espaço que pode ser obtida com base em modelos rigorosos de cadeia cinemática. Este método resulta num corpo rígido articulado, em que as articulações apenas apresentam três graus de liberdade (eixo de rotação). Porém, as diversas articulações do corpo humano não podem ser modeladas por uma cadeia cinemática pura ou rígida em que apenas se contemplem graus de liberdade rotacionais, sendo esta a limitação do uso dissociado de acelerómetros e giroscópios. Atendendo à presença de enartroses, trocartroses, trocleartroses, condilartroses, efípiartroses ou artródias, que contemplam desde superfícies esféricas, cilíndricas, “dobradiça”, elípticas, em forma de sela, planas ou irregulares e tendo em conta que cada articulação pode ainda apresentar uma laxidão fisiológica, são necessários mais do que três graus de liberdade para recolher dados precisos e fidedignos sobre as complexas articulações do corpo humano (Novak, Gorsic, Podobnik & Munih, 2014).

As referidas limitações podem ser colmatadas através da fusão e/ou utilização combinada dos referidos sensores. A utilização combinada de um acelerómetro com giroscópio é denominada por unidade de medida inercial (IMU's). A esta combinação de sensores pode também associar-se, opcionalmente, o magnetómetro. (Novak, Gorsic, Podobnik & Munih, 2014). Os magnetómetros proporcionam, através de sensores magnéticos, estabilidade no plano horizontal medindo a posição em relação a um campo magnético, geralmente



aplicado à terra funcionando como uma bússula tridimensional (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

De forma a promover a análise e recolha de dados com seis graus de liberdade através de IMU's, a estimativa da orientação e posição de todos os segmentos corporais podem ser estimados, respectivamente, integrando dados de um giroscópio e dados integrados e recolhidos por acelerometria. Devido à integração do impulso, as estimativas não corrigidas só se tornam precisas após alguns segundos, embora este não seja um factor que comprometa a precisão, rigor e importância do sistema. (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

A par de todos os progressos laboratoriais e tecnológicos acima descritos, foi comercializado um sistema inercial de análise cinemática, o Xsens MVN BIOMECH (Xsens Technologies BV, Enschede, Netherlands) capaz de recolher dados cinemáticos de todo o corpo através de IMU's (Zhang, Novak, Brouwer & Qingguo, 2013). Este sistema utiliza um modelo biomecânico específico e algoritmos para estimar a cinemática articular em 3D (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009). É um sistema válido e fácil de utilizar, fornecendo potencial de análise de marcha quer no laboratório, quer em ambulatório. Porém, até à data da pesquisa efectuada, não foi encontrada evidência variada, que sustente com robustez o desempenho do Xsens na avaliação da cinemática articular da marcha, sendo os poucos estudos que revelam dados sobre o referido, o estudo de Cloete e Scheffer, 2010 (*cit por* Zhang, Novak, Brouwer & Qingguo, 2013) e Zhang, Novak, Brouwer & Qingguo, 2013.

Neste sentido, o presente estudo pode ser considerado pioneiro, na medida em que, se pretende obter dados relativos à cinemática articular captados pelo Xsens de forma a responder à segunda questão de investigação: ***será que um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional (IMUs), é suficiente para detectar, através de parâmetros angulares e quando introduzidas tarefas cognitivas, alterações na marcha da população idosa?***

Segundo o estudo de validação concorrente do sistema Xsens MVN, Zhang e colaboradores (2013), reportam que o sistema é altamente capaz de recolher dados cinemáticos 3D, no plano sagital, para as articulações da anca, joelho e tíbio-társica,

quando comparado com um sistema ocular de captura de movimento (sistemas de câmaras laboratoriais). O sistema Xsens recolheu com precisão, dados de flexão/extensão das três articulações, durante a marcha em superfície plana, e em actividades de subir e descer degraus ( $CMC > 0,96$ ). Estes resultados são comparáveis aos apresentados nos estudos de Picerno *et al*, 2008 e Ferrari, *et al*, 2010 (*cit. por* Zhang, Novak, Brouwer & Qingguo, 2013), onde os dados foram captados por IMU's. Porém no plano frontal e plano transversal, o sistema não revelou ainda validade na recolha de dados cinemáticos dos membros inferiores, sendo necessária alguma precaução na comparação directa de dados referentes aos movimentos de adução/abdução e rotação interna/externa recolhidos pelo Xsens MVN quando comparados com dados recolhidos por qualquer sistema de câmaras ou protocolos laboratoriais (mais consistentes na recolha de dados nos referidos planos). A média da estimativa de erro referente aos ângulos articulares recolhidos pelo Xsens, variou de  $1,38^\circ$  a  $6,69^\circ$  no estudo de Zhang e colaboradores, o que vai de encontro ao encontrado no estudo de Favre, *et al*, 2010.

Desta forma, e apesar do sistema Xsens ser um sistema de análise cinemática tridimensional, apresenta limitações na recolha de dados nos vários planos do movimento, razão pela qual se justifica a sua utilização mais consistente no plano sagital, onde revela níveis elevados de validade (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009; Novak, Gorsic, Podobnik & Munih, 2014; Zhang, Novak, Brouwer & Qingguo, 2013).

Segundo os estudos de Novak e colaboradores (2014) e Wentink e colaboradores (2014), a maioria dos algoritmos de análise de marcha contemplam-na como tendo lugar apenas no plano sagital do corpo, permitindo cálculos consideravelmente simplificados. Apesar da referida limitação no que respeita à validação do sistema Xsens nos vários planos de movimento, este sistema portátil de análise cinemática tridimensional que consiste IMU's, tem-se revelado satisfatório. É recomendado por clínicos e investigadores na recolha de dados cinemáticos, em situações complexas de contexto diário (Bergmann, Mayagoitia & Smith, 2009).

No presente estudo, os parâmetros angulares da marcha da população idosa serão avaliados com base no sistema Xsens MVN, sendo que serão contemplados os dados da anca, joelho e tíbio-társica no plano sagital.

### **3. METODOLOGIA**

#### **3.1. Tipo de Estudo**

Face ao argumento apresentado, objectivo e questões colocadas, o presente estudo é observacional, do tipo quantitativo, descritivo-correlacional, de carácter transversal e exploratório. Este desenho de estudo é considerado o mais indicado, uma vez que, o investigador mede as variáveis, mas não intervém e pretende explorar e descrever relações através da recolha de dados num período de tempo único, exprimindo-as em valores numéricos (Carter, Lubinsky & Domholdt, 2011).

#### **3.2 -População e Amostra**

A população-alvo do presente estudo foi constituída por sujeitos com idade igual ou superior a 65 anos (OMS, 2002). Com base nesta população, foi seleccionada uma amostra do tipo não probabilístico, de conveniência geográfica, e que cumprisse os critérios de participação no estudo (Carter, Lubinsky & Domholdt, 2011; Fortin, 2009).

A amostra do estudo corresponde a 202 ciclos de marcha realizados pelos 15 participantes seleccionados, nomeadamente: 98 ciclos de marcha regular/isolada (sem tarefa cognitiva associada), 50 ciclos de marcha com dupla tarefa (memória/fluência verbal) e 54 ciclos de marcha com dupla tarefa (cálculo).

Os participantes que aceitaram participar no estudo, foram recrutados no Centro Comunitário de São Sebastião (CCSS), em Setúbal, entre os dias 29 e 30 de Junho e 1,2 e 3 de Julho de 2015.

##### **3.2.1 - Critérios de Exclusão**

Foram aplicados os seguintes critérios de exclusão na selecção dos sujeitos, utilizados em estudos semelhantes:

- Pontuação total na Mini Mental State Examination abaixo dos valores de referência normativos que indiquem défice cognitivo, isto é, pontuação é inferior a 27 pontos em indivíduos com 7 ou mais anos de escolaridade, inferior a 24 pontos em indivíduos com 3 a

6 anos de escolaridade ou inferior a 22 pontos em sujeitos com 0 a 2 anos de escolaridade (Morgado, *et al*, 2009);

- Sujeitos com patologias cárdio-pulmonares agudas; sujeitos com condições músculo-esqueléticas severas a nível da coluna vertebral, pélvis e/ou membros inferiores; sujeitos com condições neurológicas severas, (Alzheimer, Parkinson, Mielopatia, Neuropatias, traumatismos craneanos, Acidente Vascular Cerebral), ou qualquer outra condição ou patologia com implicações a nível funcional/motor que condicionem a normal realização da marcha, não transmitindo de forma realista os seus parâmetros de execução, (Alexander & Goldenberg, 2005);

- Utilizadores de auxiliares de marcha (bengala, tripé, pirâmide, andariço, canadianas, muletas axilares) que alterem o padrão normativo da mesma (Rubenstein, 2006);

- Sujeitos que façam uso de medicamentos (no dia da recolha de dados) que possam interferir com a marcha, tais como os Opióides, Antidepressivos, Diuréticos, os Benzodiazepínicos e as Fenotiazinas (Rubenstein, 2006).

### **3.2.2- Variáveis do Estudo**

As variáveis dependentes são os parâmetros angulares da marcha (ângulos articulares e velocidade angular), enquanto que, as variáveis independentes dizem respeito às tarefas cognitivas, visto serem estas variáveis que podem ter efeito sobre as primeiras (Carter, Lubinsky & Domholdt, 2011).

### **3.3 -Instrumentos de Medida**

Para a realização do presente estudo, os participantes responderam a um questionário de caracterização sócio-demográfica e clínica. Posteriormente, foi aplicada a versão traduzida e validada para a população portuguesa, do instrumento de medida *Mini Mental State Examination* (MMSE). Os referidos instrumentos pretenderam descrever, respectivamente, as características sócio-demográficas, clínicas e cognitivas dos sujeitos. No que respeita à avaliação dos parâmetros angulares da marcha, foi utilizado um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional baseado em IMU's, o Xsens MVN. De seguida, são apresentadas as características de cada instrumento utilizado no estudo.

### **- Questionário de Caracterização Sócio-Demográfica e Clínica (QCSDC)**

O QCSDC, foi construído com a finalidade de caracterizar a amostra do presente estudo, bem como para auxiliar a equipa de investigação na selecção de participantes, integrando questões directamente relacionadas com os critérios de exclusão definidos. O questionário é constituído por 12 questões fechadas, relativas a dados sócio-demográficos (idade, sexo, índice de massa corporal - IMC, estado civil, escolaridade) e clínicos (episódios de quedas, medicação). Segundo Fortin e colaboradores (2009) as questões fechadas são simples, de fácil codificação e de resposta rápida, aumentando a fiabilidade dos dados. O questionário foi aplicado através de entrevista dirigida pela equipa de investigação (Apêndice A).

### **- MMSE (traduzida como Mini-Exame do Estado Mental)**

A MMSE (Apêndice B) foi originalmente desenvolvida por Foltstein e colaboradores (1975), utilizando uma amostra com 69 sujeitos com demência, 63 sujeitos sem problemas cognitivos e 137 sujeitos com distúrbios emocionais. O instrumento é amplamente referenciado na literatura, constituindo um dos rastreios cognitivos e de avaliação global das funções cognitivas mais utilizado na população idosa (Morgado, *et al*, 2009; Freitas *et al*, 2015). O referido instrumento está traduzido, adaptado e validado para várias línguas/populações a nível mundial, sendo rápida aplicação (entre 5 a 10 minutos) e de fácil aceitabilidade, podendo ser utilizado por clínicos e leigos após um treino prévio (Foltstein, *et al*, 1975; Morgado, *et al*, 2009; Freitas *et al*, 2015). Apresenta boa qualidade no que respeita às suas propriedades psicométricas: fidedignidade teste-reteste com valores de coeficiente de Correlação de Pearson de 0,98 e consistência interna com um valor de  $\alpha$  de cronbach a variar de  $\alpha=0,54$  a  $\alpha=0,96$  (Foltstein, *et al*, 1975; Tombaugh & McIntyre, 1992). A MMSE é constituída por 30 questões e dividida em duas partes, a primeira apresenta um *score* máximo de 21 pontos e avalia a orientação, memória, atenção e cálculo, requerendo apenas respostas verbais. A segunda parte do instrumento, apresenta um *score* máximo de 9 pontos e avalia a capacidade de evocar, realizar comandos verbais e escritos, escrever espontaneamente uma frase e copiar um polígono complexo (habilidade construtiva). O *score* máximo da escala é de 30 pontos, em que 0 corresponde a um maior comprometimento cognitivo enquanto que 30 pontos corresponde à melhor capacidade cognitiva. Considera-se défice cognitivo quando a pontuação é inferior a 23 pontos (Folstein, *et al*, 1975).

O instrumento foi adaptado e validado para a população portuguesa em 1994, por Guerreiro e colaboradores, utilizando uma amostra de 137 controlos, onde apresentou igualmente uma boa validade e fidedignidade intra e inter-observador. Os autores elaboraram dados de natureza normativa e ainda realizaram estudos de validação num grupo clínico heterogéneo constituído por 157 sujeitos. Neste estudo, e atendendo à heterogeneidade de habilitações académicas da população idosa, a interpretação do sistema de *scores* sofreu uma alteração em relação à versão original de Folstein e colaboradores, sendo considerado défice cognitivo quando a pontuação é inferior a 27 pontos em indivíduos com mais de 11 anos de escolaridade, inferior a 22 pontos em indivíduos com 1 a 11 anos de escolaridade ou inferior a 15 pontos em sujeitos analfabetos (Guerreiro *et al*, 1994). Posteriormente, novos estudos consideraram que os testes cognitivos são influenciados não só pela língua, cultura e anos de escolaridade, e que o acesso precoce ao desenvolvimento tecnológico (que se tem verificado vertiginoso nas últimas décadas) e às melhores condições de saúde e educação perduram ao longo da vida. Desta forma, os valores normativos validados anteriormente por Guerreiro e colaboradores, foram questionados quanto à sua validade e adaptação à população actual. Neste sentido, Morgado e colaboradores (2009) propuseram novos valores normativos, com novos grupos de literacia para a população portuguesa, num estudo aplicado a 411 sujeitos. Os valores normativos consideram défice cognitivo quando a pontuação é inferior a 27 pontos em indivíduos com 7 ou mais anos de escolaridade, inferior a 24 pontos em indivíduos com 3 a 6 anos de escolaridade ou inferior a 22 pontos em sujeitos com 0 a 2 anos de escolaridade (Morgado, *et al*, 2009). Foram estes últimos, os valores considerados para os participantes do presente estudo. Ambos os estudos normativos do MMSE desenvolvidos para a população portuguesa incluem apenas indivíduos residentes numa área metropolitana, pelo que não contemplam uma amostra estratificada. Assim, em 2013, foi desenvolvido um estudo com recurso a uma amostra estratificada cujas variáveis sócio-demográficas são mais representativas da população (Freitas, Simões, Alves & Santana, 2013 *cit. por* Freitas *et al.*, 2015).

#### **- Xsens MVN**

O Xsens MVN é um sistema baseado em unidades de medida inercial/IMU's, modelos biomecânicos e algoritmos de fusão de sensores. É um sistema único na sua abordagem, fácil de utilizar e capaz de capturar qualquer movimento do corpo humano (andar, correr,

saltar, rastejar ou fazer reviravoltas) de forma efectiva e em tempo real sem necessidade de um sistema de câmaras externas, emissores ou marcadores. Desta forma, este sistema permite o estudo do movimento humano fora do contexto laboratorial, e por isso, mais próximo do ambiente real dos sujeitos, podendo os movimentos serem captados num contexto familiar e/ou durante a execução de AVD's. Desta forma, os indivíduos não são forçados a um volume de medição específico e restrito. O sistema pode assim ser utilizado ao ar livre e/ou em interiores (habitação, laboratórios), uma vez que não apresenta quaisquer restrições ou pré-requisito de iluminação, não demonstrando assim problemas de oclusão ou falta de marcadores (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

O sistema Xsens MVN consiste em 17 módulos de sensores inerciais e magnéticos. Estes podem ser fixos a um fato próprio ou, através de cintos, serem colocados sobre a própria roupa, para uma rápida e conveniente colocação dos sensores e cabos. Os sensores e cabos são leves e não há necessidade de instalar qualquer infra-estrutura fixa. A preparação do sujeito e o tempo de calibração do sistema são aproximadamente 10 minutos. Os dados recolhidos são transmitidos por uma conexão *wireless* para o computador, no qual o processamento dos mesmos é realizado sendo estes passíveis de serem visualizados e analisados *á posteriori*. A utilização de sensores inerciais tem vindo a tornar-se uma prática comum na análise cinemática em contexto ambulatório, tornando-se um complemento imprescindível a outro tipo de sistema de recolha de dados cinemáticos que apresentam limitações, como descrito anteriormente (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

O sistema combina sinais tridimensionais provenientes de giroscópios, acelerómetros e magnetómetros que são continuamente actualizados por meio de um modelo biomecânico. Desta forma, as medidas provenientes dos três sensores determinam velocidade, aceleração e posição (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

### **3.4. Procedimentos**

#### **3.4.1. Procedimento Experimental**

- Após a aprovação do estudo por parte da comissão de ética da Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico de Setúbal (ESS-IPS), foi enviado, por um elemento da equipa de investigação, um pedido de autorização à Direcção do CCSS, em Setúbal, para recolha de dados no local (Apêndice C). Após respectiva autorização por parte da referida instituição

(Apêndice D), foi realizado um treino de competências em laboratório, com a equipa de investigação, que consistiu na simulação e familiarização com os procedimentos inerentes à “montagem” e utilização do Xsens MVN. O treino destes procedimentos foi realizado em e entre colegas.

- Posteriormente, deu-se início à selecção dos participantes, de acordo com os critérios descritos anteriormente. Todos os sujeitos elegíveis foram convidados a participar no estudo, onde lhes foi entregue a carta explicativa acerca do projecto de investigação (Apêndice E) bem como o consentimento informado (Apêndice F).

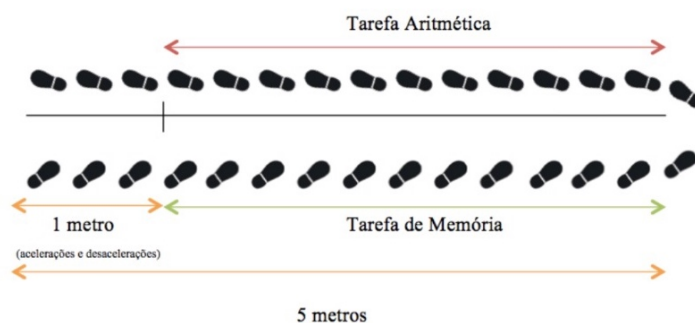
- A avaliação inicial aos sujeitos elegíveis, foi realizada através do preenchimento do QCSDC, bem como da aplicação do instrumento MMSE para garantir o cumprimento de todos os critérios de participação. Verificou-se uma exclusão através do QCSDC (sujeito com Alzheimer) e uma desistência inicial (por medo de utilizar o sistema Xsens).

- *Á posteriori*, cada sujeito foi instrumentado com o Xsens (Este procedimento encontra-se descrito de seguida, no procedimento de recolha de dados através do Xsens).

- Após a instrumentação e calibração de cada participante, foi realizada uma demonstração, pela equipa de investigação, do percurso a realizar. O percurso total a percorrer tinha 10m (5m ida/5m volta). Cada sujeito percorreu um total de aproximadamente 20m (2 voltas completas ao percurso- Imagem 1) num terreno regular, partindo da posição ortostática. Os sujeitos foram instruídos a realizar o percurso ao seu ritmo e velocidade regulares, comuns da sua marcha quotidiana. Cada sujeito executou uma vez cada uma das condições/tarefas: primeiro caminhar ida e volta em marcha regular (10m); depois repetir o percurso caminhando os primeiros 5m (ida) com uma tarefa de memória/fluência verbal e os 5m de volta com tarefa de cálculo, sem parar.

- Posteriormente, os dados foram recolhidos por sujeito, um de cada vez, dada a existência de apenas um sistema Xsens.





**Imagem 1-** Esquema do percurso a percorrer pelos participantes do estudo

Os níveis de literacia dos sujeitos participantes num estudo nem sempre são homogêneos, sendo necessário seleccionar várias tarefas cujos diferentes níveis de dificuldade sejam adequados à sua escolaridade (Quadro 1).

TAREFAS COGNITIVAS		
Nível de Literacia (em anos de escolaridade)	Tarefas de memória/fluência verbal solicitadas	Tarefas de cálculo solicitadas
0-2 anos de escolaridade	Memória semântica com nomes de animais sem repetição (nomes de animais fornecidos pela investigadora, antes do início do ensaio)	Contar regressivamente em voz alta de 1 em 1 desde o número 20
3-6 anos de escolaridade	Enumerar, em voz alta, quantos nomes de animais quanto possível	Contar regressivamente em voz alta de 1 em 1 desde o número 30
≥ 7 anos de escolaridade	Nomear palavras começadas por uma determinada letra do alfabeto (letra solicitada pela investigadora antes do início do ensaio)	Contar regressivamente em voz alta de 1 em 1 desde o número 100

**Quadro 1** - Tarefas cognitivas utilizadas no presente estudo, atendendo aos intervalos de escolaridade validados para a população portuguesa por Morgado *et al.*, (2009)

### 3.4.2 Procedimento de Recolha de Dados através do sistema Xsens MVN

- A utilização e calibração dos sensores do Xsens referentes a cada sujeito, foi realizada de acordo com as instruções de calibração do fabricante. Para tal, foram realizadas, *à priori*, medidas antropométricas dos participantes: altura do sujeito, comprimento do pé, envergadura, altura desde o maléolo lateral ao solo, altura desde o côndilo lateral do joelho

ao solo, altura desde o grande trocânter ao solo, largura entre espinhas ilíacas ântero-superiores e largura entre acrômios.

- Posteriormente, foram aplicados os sensores inerciais. Cada sujeito foi instrumentado com um sistema de 17 sensores inerciais MTx do Xsens numa configuração de corpo inteiro e com uma frequência de amostragem de 120Hz. Após todos os sensores estarem devidamente alocados, foram realizadas, quer à direita quer à esquerda, medidas correspondentes da distância dos sensores dos membros inferiores às respectivas eminências ósseas de referência dos segmentos aos quais estavam acoplados, ou seja: distância desde o sensor da coxa até ao grande trocânter, distância desde o sensor da perna ao côndilo lateral, e distância desde o sensor do pé ao maléolo lateral. As medidas encontradas foram introduzidas no *software* de forma a poder reproduzir o “Avatar” do sujeito (modelo pré-definido do corpo humano que compara a digitalização do sujeito através das medições das respectivas referências ósseas).



**Imagem 2-** Exemplo de aplicação dos sensores inerciais ([www.pinterest.com](http://www.pinterest.com))

-Após as medidas serem introduzidas no *software*, procedeu-se à calibração efectiva do sujeito na postura de N-Pose (posição descritiva anatómica) e o respectivo “Avatar” foi alinhado com o corredor de marcha com a calibração do cenário em NosePoint (posição de alinhamento do corredor de marcha/avatar com o Norte, descrita pelo referencial global em que x representa Norte e y Oeste).

- No que respeita à recolha de dados cinemáticos, foram realizadas 3 recolhas em cada sujeito correspondentes a:

- (i) Marcha regular (sem tarefa cognitiva associada);
- (ii) Marcha com dupla tarefa (memória/fluência verbal);
- (iii) Marcha com dupla tarefa (cálculo).

Como referido nos procedimentos experimentais, os sujeitos realizaram o percurso num corredor de cerca de 10m (5m ida/5m volta) ao seu próprio ritmo. Na primeira volta completa foi efectuada a recolha (i). Na segunda volta: primeiros 5m/ida, foi efectuada a recolha (ii) e nos 5m/volta, a recolha (iii). Foram recolhidos todos os dados que o Xsens é capaz de recolher, no entanto, para este estudo, considerou-se apenas os dados angulares dos sujeitos, bem como os máximos e mínimos angulares no plano sagital.

-Após a recolha, cada ficheiro foi exportado em formato V3D para poder ser lido e processado em Visual 3D.

-As marcas anatómicas do Xsens foram aplicadas no V3D de forma a reconstruir o modelo esquelético (reconstrução de movimento) de acordo com as instruções da Wiki da c-motion (Anexo 1).

-Foi criado e aplicado um *pipeline* para re-obter os dados angulares provenientes do Xsens. Os dados foram depois exportados em formato “txt” para poderem ser reorganizados num ficheiro excel e tratados estatisticamente no SPSS.

### **3.5 - Considerações Éticas**

Para a realização deste estudo foram tomadas em consideração vários aspectos de ordem ética (Fortin, 2009; Hicks, 2009), visando assegurar o cumprimento das questões éticas versadas através da Declaração de Helsínquia (1994).

-Foi solicitado um parecer sobre a qualidade e integridade da investigação, à Comissão de Ética para a Investigação da ESS-IPS, tendo sido o parecer favorável e o estudo aprovado. Foi também solicitada, à directora do CCSS, em Setúbal, a autorização para efectuar a recolha de dados na instituição, tendo sido autorizada a efectivação das recolhas pelas entidades responsáveis.

- Aos sujeitos potencialmente elegíveis para o estudo, foi feito o convite para participar no mesmo, sendo explicadas oralmente e por escrito, a natureza, a finalidade, a duração da investigação, os métodos e procedimentos a aplicar, os potenciais riscos e vantagens, bem como as implicações da sua participação. *À posteriori*, foi solicitada aos participantes a assinatura da folha de Consentimento Informado, reforçando o cariz voluntário da sua participação.
- Foi respeitada a privacidade de todos os participantes, o seu anonimato bem como todos os direitos de confidencialidade durante a recolha e tratamento de dados. Para garantir este propósito, a identificação dos participantes foi codificada (dia da recolha de dados e número do sujeito – Ex: D29S01) sendo que, apenas a equipa de investigação envolvida no projecto, tomou conhecimento da referida codificação ao longo de todo o processo.
- Todos os participantes foram tratados de maneira justa e equitativa antes, durante e após a investigação.
- Dada a natureza e tipo de estudo (observacional, do tipo descritivo-correlacional, de carácter transversal e exploratório) não são esperados danos, ainda assim, todo o processo de investigação foi praticado de forma a evitar qualquer dano físico e/ou mental, tendo como base o princípio ético da beneficência.
- Os participantes foram inicialmente informados que, em qualquer momento, seriam livres de interromper e abandonar a investigação se considerassem ter atingido o limiar da sua resistência, mental ou física, sem que isso lhes trouxesse qualquer dano e/ou repercussão.
- Foram tomadas as precauções necessárias a fim de afastar os participantes de qualquer eventualidade, por mínima que fosse, susceptível de provocar lesões.
- Os procedimentos da investigação foram aplicados por pessoas qualificadas para o efeito.
- Os riscos incorridos não excedem a importância humanitária do problema.
- Considera-se que a presente investigação é pertinente e trará resultados/benefícios práticos para o bem da sociedade e impossíveis de obter por outros meios, como tal, não foi praticada ao acaso e sem necessidade.

### 3.6 Análise e tratamento dos dados recolhidos

No presente estudo de investigação, foram consideradas variáveis de natureza qualitativa (género e estado civil: variáveis qualitativas nominais; escolaridade: variável qualitativa ordinal) e quantitativa (idade, peso, altura, índice de massa corporal- IMC, ângulos articulares e velocidade angular: variáveis quantitativas contínuas ou numéricas; número de quedas: variável quantitativa discreta).

Neste sentido, a análise estatística envolveu medidas de estatística descritiva para as variáveis qualitativas (descritas através de medidas de distribuição de frequências absolutas e relativas), enquanto que as variáveis quantitativas, foram descritas através de medidas de tendência central (média) e dispersão (desvio-padrão; coeficiente de variação).

As variáveis quantitativas foram estudadas com recurso à estatística inferencial. O nível de significância para aceitar ou rejeitar a hipótese nula foi fixado em  $\alpha \leq .05$ . Para testar as diferenças entre grupos utilizou-se o teste Anova One-Way, uma vez que se pretende comparar três grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias foram analisados.

Aceitou-se a normalidade de distribuição para as amostras com dimensão superior a 30, de acordo com o teorema do limite central. O  $n$  da amostra neste estudo corresponde, como já referido anteriormente, ao número de ciclos de marcha realizados e não ao número de sujeitos participantes.

A homogeneidade de variâncias foi analisada com o teste de Levene. Quando esta não se encontrava satisfeita usou-se a Anova com a correcção de Welch. Todos os procedimentos estatísticos referentes ao estudo inferencial foram efectuados, com recurso ao software SPSS (Statistical Package for the Social Sciences) versão 22.0 para Windows.

## 4. RESULTADOS

### 4.1 Caracterização da amostra

A amostra foi constituída por 202 ciclos de marcha realizados por 15 sujeitos maioritariamente do género masculino (86.7%), viúvos (60.0%), com 3 a 6 anos de escolaridade (80.0%), com uma média de idades de 75.7 anos, peso médio de 70.9 Kg, uma altura de 1.56 m, IMC médio de 29.1, cerca de 66.7% com pré-obesidade. Um pouco mais de metade (53.3%) regista episódios de queda no último ano (2 quedas em média) e todos se encontram medicados (Apêndice G).

### 4.2 Análise dos Parâmetros Angulares da Marcha

O termo *Gait* (G) diz respeito à marcha isolada/regular (sem tarefa cognitiva associada) dos 15 participantes em estudo durante os 98 ciclos de marcha correspondentes (48,5% do total de ciclos realizados); *Calculation* (C) corresponde à marcha com dupla tarefa (cálculo mental) dos 15 participantes em estudo durante os respectivos 54 ciclos de marcha (26,73% do total de ciclos realizados); *Memory* (M) corresponde à marcha com dupla tarefa (memória/fluência verbal) dos 15 participantes em estudo durante os respectivos 50 ciclos de marcha (24,75% do total de ciclos realizados);

Foram analisados os valores máximos e mínimos para cada variável em estudo, nas fases de apoio e oscilante, por se considerar que desta forma, a amplitude total de movimento seria mais expressiva. Os ângulos articulares estão expressos em graus (°) e a velocidade angular em graus/segundo (°/s).

Na representação gráfica referente aos ângulos articulares, os valores máximos correspondem ao máximo de flexão atingida e os mínimos ao mínimo de flexão atingida e/ou máximo de extensão alcançada. No que respeita à velocidade angular, quer esteja representada graficamente com valores positivos ou negativos, corresponde sempre à velocidade máxima atingida, o sinal indica que essa velocidade ocorreu na flexão (quando positivo) ou extensão (quando negativo). Os dados referentes a cada articulação são acompanhados por um L (left) ou R (right) consoante se refere ao membro inferior esquerdo ou direito.

### 4.2.1 Ângulos Articulares (Apêndice H)

Relativamente à variação dos ângulos articulares, os resultados mostram que não se verificam diferenças estatisticamente significativas ( $p > .05$ ) na marcha dos idosos, quando associadas tarefas cognitivas, referentes aos valores máximos na fase de apoio (Gráfico 1). Isto significa, que os graus registados nas articulações da anca, joelho e tíbio-társica referentes ao “pico” de flexão máxima atingida na fase de apoio, não alteraram substancialmente com o efeito da dupla tarefa, mantendo valores equiparados aos graus obtidos nas mesmas articulações quando realizada marcha isolada.

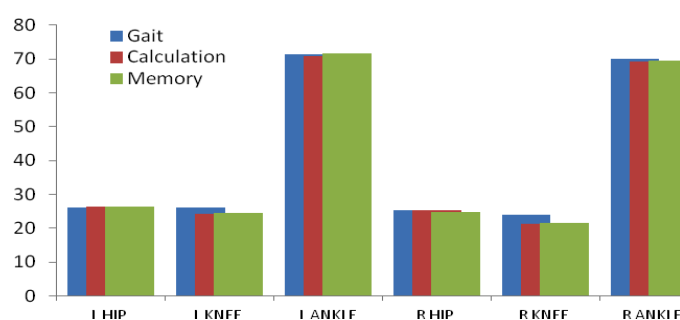


Gráfico 1 – Valores Máximos correspondentes à Fase de Apoio da Marcha

Por sua vez, os valores correspondentes ao mínimo de flexão atingida ou “pico” máximo de extensão alcançada, na fase de apoio, revelam que a articulação da anca direita apresenta diferenças significativas ( $p = .007$ ) entre os sujeitos do grupo *Gait* e os do grupo *Calculation*, sendo que os primeiros obtêm valores de extensão mais elevados nesta variável (G.-4.61 vs C.-1.97) (Gráfico 2). Isto significa que os graus de extensão/hiperextensão da anca diminuíram durante o desempenho em dupla tarefa, nomeadamente cálculo mental, quando comparado à marcha isolada. Nas restantes articulações não se verificam alterações estatisticamente significativas.

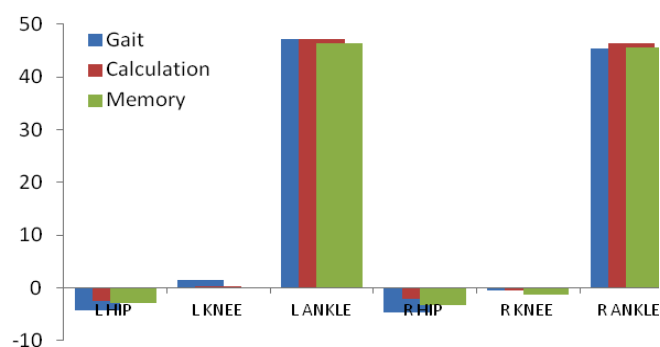
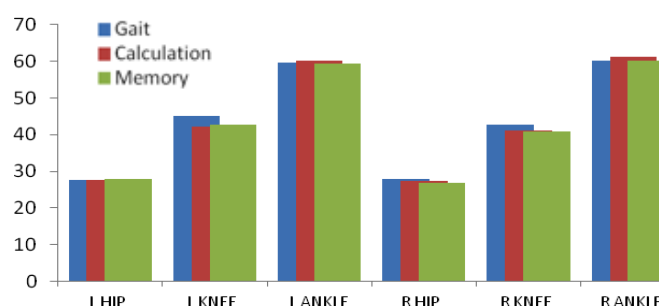


Gráfico 2 – Valores Mínimos correspondentes à Fase de Apoio da Marcha

O teste de comparação múltipla de Tukey indica que as diferenças significativas ( $p = .033$ ) se encontram nos ângulos de flexão máximos do joelho esquerdo durante a oscilação do membro, entre os sujeitos do grupo *Gait* e os do grupo *Memory*, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (G.45.11 vs M.42.60), (Gráfico 3). Este resultado indica um maior grau/ângulo de flexão do joelho na fase oscilante quando a marcha é regular e sem tarefa dupla associada. O facto de o ângulo articular do joelho ter diminuído quando introduzida a tarefa de memória/fluência verbal, traduz a interferência que o desempenho em dupla tarefa causa na marcha e pode indicar menor efectividade em elevar o membro inferior na fase oscilante, sendo esta uma situação indesejada e indicadora de risco/insegurança na marcha.



**Gráfico 3 -Valores Máximos correspondentes à Fase Oscilante da Marcha**

Por sua vez, os valores correspondentes ao mínimo de flexão atingida/ “pico” máximo de extensão alcançada na fase oscilante, indicam que as diferenças significativas ( $p = .041$ ) se encontram entre os sujeitos do grupo *Gait* e os do grupo *Calculation*, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais baixos nesta variável (G.0.60 vs C.2.61) no que respeita á articulação da anca esquerda (Gráfico 4). Este resultado mostra que durante a marcha sem tarefa cognitiva associada a anca apresenta menor grau de extensão quando comparado ao grau atingido na anca quando introduzida a tarefa de cálculo. Nas restantes articulações não se verificam alterações significativas referentes aos ângulos articulares na fase oscilante.



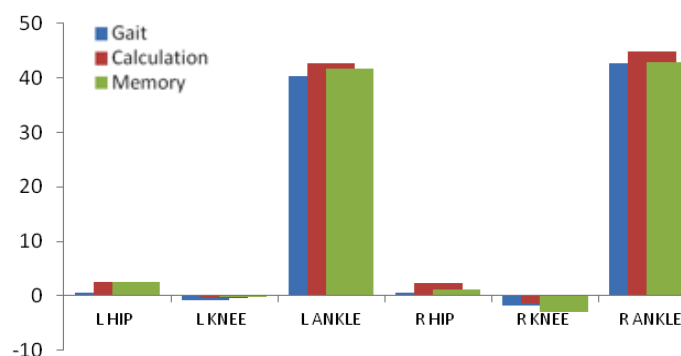


Gráfico 4 -Valores Mínimos correspondentes à Fase Oscilante da Marcha

#### 4.2.2 Velocidade Angular (Apêndice I)

No que respeita à variável velocidade angular, os resultados revelam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, na maioria das articulações e em ambos os membros inferiores, quer na fase de apoio quer na fase oscilante.

Durante a fase de apoio, o membro inferior esquerdo apresenta diferenças significativas na articulação da anca, em que o grupo *Gait* obtém valores significativamente mais elevados nesta variável ( $p = .015$ ) quando comparado ao grupo *calculation* (G.103.83 vs C.84.99). No que respeita ao joelho as diferenças significativas ( $p = .001$ ) encontram-se entre os sujeitos do grupo *Gait* e os dos grupos *Calculation* e *Memory*, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável, sendo o grupo da tarefa de cálculo o que apresenta menor velocidade angular (G.230.56 vs C.175.99 e M.185.85) (Gráfico 5). Estes resultados demonstram que a velocidade angular no membro inferior esquerdo na fase de apoio, é significativamente maior durante a realização de marcha isolada e que a velocidade a que se atingem os graus de flexão máxima da anca e joelho neste membro, diminuem consideravelmente durante o desempenho em dupla tarefa (sobretudo na tarefa aritmética).

Relativamente ao membro inferior direito, ainda na fase de apoio, o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos diferenças estatisticamente significativas em relação às articulações da anca e joelho entre os grupos *Gait*, *Calculation* e *Memory* ( $p = .001$ ) mostrando que o grupo *Gait* é o que demonstra maior velocidade angular nas referidas articulações, notando-se diminuição dos valores desta variável na presença de tarefas

cognitivas, sobretudo nas tarefas de cálculo onde a velocidade angular obtém, mais uma vez, os valores mais baixos (anca: G.111.85 vs C.73.89 e M.89.56; joelho: G.219.92 vs C.165.10 e M.181.48). Em relação à tíbio-társica as diferenças significativas ( $p = .009$ ) são entre os grupos *Gait* e *Calculation*, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (G.83.41 vs C.68.62) mostrando que em marcha regular, sem dupla tarefa, a velocidade angular da tíbio-társica é maior (Gráfico 5).

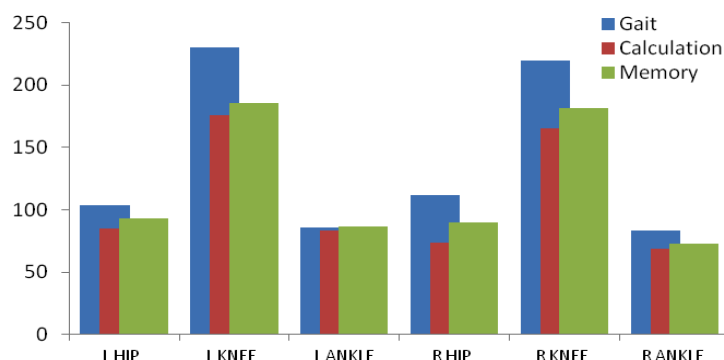


Gráfico 5 – Valores Máximos correspondentes à Fase de Apoio da Marcha

Os resultados relativos aos valores mínimos obtidos na fase de apoio para a variável velocidade angular mostram, no membro inferior esquerdo diferenças significativas entre os sujeitos do grupo *Gait* e os dos grupos *Calculation* e *Memory* na articulação da anca e joelho ( $p = .001$ ) sendo o grupo *Gait* o que apresenta maior velocidade angular, seguindo-se o grupo *Memory*, sendo o grupo *Calculation* o que apresenta menor velocidade angular na fase de apoio para a articulação da anca (G.-101.20 vs C.-75.26 e M.-81.60). Na articulação do joelho e tíbio-társica, as diferenças significativas ocorreram entre os sujeitos do grupo *Gait* e os do grupo *Calculation* ( $p = .001$ ;  $p = .005$  respectivamente) sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (joelho: G.-60.93 vs C.-41.85; tíbio-társica: G.-275.28 vs C.-202.67) (Gráfico 6). Estes resultados indicam, que a dupla tarefa provocou um “atraso” em atingir a amplitude de extensão da anca e joelho para permitir o suporte/apoio do membro inferior esquerdo. Contrariamente, na marcha isolada, a velocidade máxima com que se atinge a amplitude de extensão do membro inferior na fase de apoio é significativamente maior, podendo prever-se, uma subsequente oscilação do membro mais efectiva, dada a velocidade com que se atinge a flexão plantar, tão importante para gerar impulsão do membro.

Por sua vez, no membro inferior direito os resultados são similares, verificando-se diferenças significativas entre os sujeitos do grupo *Gait* e os dos grupos *Calculation* e *Memory* na articulação da anca e tibio-társica ( $p = .001$ ), voltando a ser o grupo *Gait* o que apresenta valores mais elevados de velocidade angular (anca: -101.85; tibio-társica: -245.02), quando comparado com o grupo *Calculation* que se mantém com os valores mais reduzidos (anca: -71.45; tibio-társica: -184.84) e *Memory* (anca: -80; tibio-társica: -184.71). Na articulação do joelho as diferenças significativas ( $p = .010$ ) encontram-se entre os sujeitos do grupo *Gait* e os do grupo *Calculation*, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (G.-60.72 vs C. -46.82) (Gráfico 6).

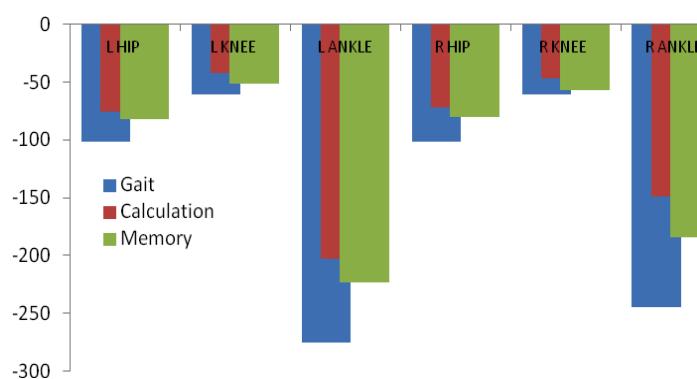


Gráfico 6 – Valores Mínimos correspondentes à Fase de Apoio da Marcha

Os resultados referentes aos valores máximos correspondentes à fase oscilante da marcha revelam alterações estatisticamente significativas ( $p = .001$ ) para as articulações da anca e joelho (direita e esquerda) nos grupos *Gait*, *Calculation* e *Memory* sendo o grupo *Gait* o que apresenta valores mais elevados de velocidade angular e o grupo *Calculation* o que apresenta menores valores nesta variável (anca esquerda: G.146.61 vs C.115.21 vs M.119.06; anca direita: G.154.52 vs C.119.46 e M.126.29; joelho esquerdo: G.232.20 vs C.184.69 e M.193.23; joelho direito: G.220.82 vs C.188.43 e M.194.44) (Gráfico 7). Mais uma vez, os resultados demonstram uma evidente interferência do desempenho em dupla tarefa durante a marcha, demonstrando o impacto da mesma na variável velocidade angular. A velocidade angular é maior no grupo *Gait*, mostrando que as articulações da anca e joelho atingem mais rapidamente a amplitude de flexão para permitir a aceleração e posterior oscilação do membro.

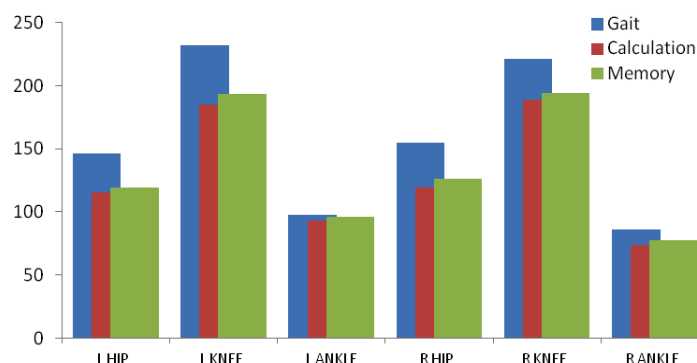


Gráfico 7 – Valores Máximos correspondentes à Fase Oscilante da Marcha

No que respeita aos valores mínimos da fase oscilante, as articulações da anca, joelho e tíbio-társica (direita e esquerda) demonstram diferenças significativas ( $p = .001/ p = .010$ ) entre o Grupo *Gait* e os grupos *Calculation* e *Memory*, sendo o grupo *Calculation* o que apresenta uma velocidade mais reduzida em todas as articulações, seguindo-se do grupo *Memory*. O Grupo *Gait*, de marcha isolada, volta a apresentar valores mais elevados de velocidade angular (Gráfico 8). Os valores registados indicam uma menor velocidade angular durante o desempenho em dupla tarefa, o que se traduz num possível comprometimento da fase de *toe-off* e consequentemente da fase oscilante, quando coparado à marcha isolada (que revela maior velocidade angular na extensão da anca e flexão plantar da tíbio-társica).

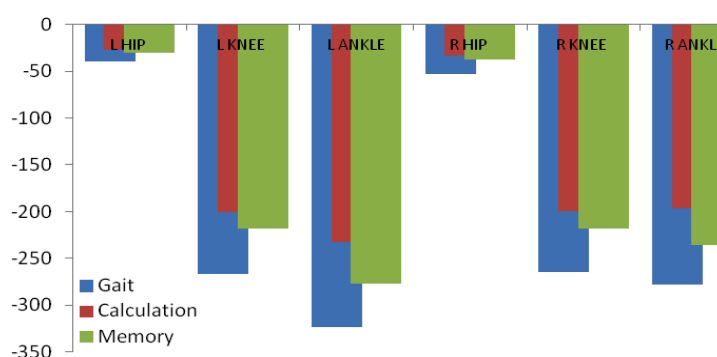


Gráfico 8 – Valores Mínimos correspondentes à Fase Oscilante da Marcha

## 5. DISCUSSÃO

Os resultados do presente estudo demonstram de forma clara, que o sistema Xsens MVN é sensível o suficiente para detectar alterações nos parâmetros angulares da marcha da população idosa, quando introduzidas tarefas cognitivas. O sistema de análise cinemática 3D, composto por IMU's, mostrou-se capaz de captar, fora do contexto de laboratório, dados de cinemática angular de elevada importância clínica.

No que respeita à questão de quais as alterações que se verificam nos parâmetros angulares da marcha da população idosa, quando introduzidas tarefas cognitivas durante a mesma, o presente estudo revela que o desempenho em dupla tarefa tem influência na marcha do idoso. A introdução de tarefas cognitivas durante a marcha, alterou os seus parâmetros angulares, sobretudo a velocidade angular, que diminui substancialmente nos grupos *Calculation* e *Memory*, quando comparado ao grupo *Gait*, de marcha isolada.

Face aos resultados obtidos, é evidente que o grupo da tarefa de cálculo é o que revela menor velocidade angular, o que vai ao encontro de outros estudos reportados na literatura (Bauchet, Allali, Annweiler, *et al*, 2008; Bauchet, Allali & Poujol, *et al*, 2010). No presente estudo, à semelhança dos estudos citados anteriormente, a tarefa de cálculo consistia em contar regressivamente o que implica mais atenção (quando comparado a tarefas de memória) e utilização de vários recursos corticais. Bauchet e colaboradores (2007) citado por Bauchet, Allali, Annweiler, *et al* (2008), mostrou que contar regressivamente durante a marcha interfere com o desempenho da mesma aumentando a sua instabilidade lateral ( $p<.001$ ), o que torna a marcha insegura e preditiva de quedas, sustentando uma vez mais a relação entre marcha e cognição.

As diferenças entre os três grupos são quase sempre evidentes na variável velocidade angular, sendo importante discutir com precaução, as diferenças estatisticamente significativas encontradas na variável ângulos articulares, no que respeita à sua relevância clínica.

As diferenças encontradas neste estudo em termos de ângulos, restringem-se aos ângulos articulares da anca esquerda (valores mínimos correspondentes à fase oscilante), aos ângulos do joelho esquerdo (valores máximos correspondentes à fase oscilante) e anca

direita na fase de apoio (valores mínimos correspondentes). As diferenças são pontuais e não se verificam bilateralmente/em ambos os membros inferiores, nem se mantêm em ambas as fases da marcha.

Se se analisar a diferença dos valores médios encontrados na variável em questão (Apêndice H), temos que, os ângulos da anca esquerda na fase oscilante variam de  $0,60^\circ/2,61^\circ/2,47^\circ$  entre os grupos (*Gait*, *Calculation* e *Memory*, respectivamente); os valores médios para o joelho esquerdo são:  $45,11^\circ/42,19^\circ/42,60^\circ$  nos respectivos grupos; e os valores médios encontrados na anca direita na fase de apoio são:  $-4,61^\circ/-1,97^\circ/-3,26^\circ$  nos respectivos grupos. Assim, embora com expressão estatística ( $p < .05$ ) as diferenças encontradas não excedem os  $2,92^\circ$  de diferença entre os grupos, o que, em termos clínicos, poderá não se traduzir como relevante. Se a marcha do idoso altera até aproximadamente  $3^\circ$  na anca e/ou joelho quando introduzida uma tarefa cognitiva, esses  $3^\circ$  podem não representar um problema real, nem evidenciar de forma efectiva o impacto e/ou interferência da dupla tarefa na marcha. Para além disso, a diferença máxima dos valores médios encontrada ( $2,92^\circ$ ) está muito próxima do erro do próprio instrumento de recolha dos dados da cinemática angular. A média da estimativa de erro referente aos ângulos articulares recolhidos pelo Xsens MVN, variou, de acordo com o estudo de validade concorrente do sistema, de  $1,38^\circ$  a  $6,69^\circ$  (Zhang, Novak, Brouwer & Qingguo, 2013). Também no estudo de Favre e colaboradores (2010), que recolheu dados de cinemática angular, não com o Xsens, mas com outro sistema de fusão de sensores inerciais/IMU's, o erro do instrumento revelou-se similar, sendo que os  $2,92^\circ$  encontrados neste estudo, estão incluídos na estimativa de erro do instrumento, esperada e aceitável na literatura.

Não obstante do refrido, e da relevância clínica dos resultados angulares poder ter de ser minimizada pelas razões acima descritas, é importante reflectir acerca da expressão estatística dos resultados encontrados e discutir as suas possíveis causas.

As alterações da marcha são exponencialmente mais evidentes a partir da sétima década de vida (Cofré, Lythgo, Morgan & Galea, 2011). Oberg, Karsznia, & Oberg, (1994), reportaram uma diminuição de  $0,5^\circ$  a  $0,8^\circ$  por década, referentes aos ângulos articulares do joelho. Uma vez que os participantes do presente estudo apresentam uma média de idades de 75,7 anos seria expectável, de acordo com a literatura, que já evidenciassem alterações

na execução da marcha capazes de se traduzirem em alterações angulares mais evidentes. Para além disso, 66.7% dos participantes apresentam pré-obesidade o que segundo a literatura tem influência determinante no desempenho da marcha (Gervásio, Barbosa, Brandão, *et al*, 2012). Segundo Gervásio e colaboradores (2012) o IMC maior ou igual a 30 é indicativo de adaptações da marcha próprias da obesidade. O IMC médio dos participantes em estudo é de 29.1, estando muito próximo do limite do referencial.

Tendo em conta os mesmos autores, a pré-obesidade poderá causar dificuldades de locomoção, não só a nível de amplitude de movimento articular disponível, mas também na capacidade de gerar força muscular. Na fase de *toe-off* do membro que se prepara para acelerar e gerar impulsão para a fase oscilante, é mais difícil vencer a resistência do solo quando o peso do membro é mais acentuado, podendo levar a eventuais desequilíbrios por alteração do centro de massa resultante de estratégias compensatórias.

Segundo Cofré e colaboradores (2011) é esperado, com o envelhecimento, que a tíbio-társica perca progressivamente a capacidade de gerar *joint power* podendo induzir estratégias compensatórias no joelho e na anca que expliquem maior variação de ângulos articulares. No caso de perda de amplitude de flexão plantar, a estratégia compensatória está associada a uma maior flexão da anca e a um *tilt* da pélvis. Quando o ângulo de flexão plantar é reduzido, e quando há aceleração da marcha para a fase oscilante, a anca aumenta o seu trabalho muscular (flexão) para compensar a perda do *joint power* da tíbio-társica (Cofré, Lythgo, Morgan & Galea, 2011).

No presente estudo, não é possível (nem faz parte do objectivo) inferir sobre as alterações articulares e sua relação com a produção de potência inerente ao processo de envelhecimento, pois para tal, seria necessário comparar e relacionar os resultados angulares obtidos com valores normativos. Porém, atendendo às alterações da articulação da tíbio-társica no que respeita aos ângulos articulares, encontradas no presente estudo, é possível concluir que o desempenho em dupla tarefa, quando comparado à realização da marcha isolada, não exacerba as restrições articulares que, Cofré e colaboradores acreditam estar presentes na população idosa.

No entanto, os resultados referentes à variável velocidade angular, mostram diferenças significativas na tíbio-társica, na fase de apoio ( $p = .009$ ) entre os grupos *Gait* (83,41°/s) e

*Calculation* (68.62°/s). Considerando que a potência pode ser calculada pelo produto da velocidade angular, e que por sua vez, a aceleração angular é uma derivada da velocidade angular, é possível afirmar que a capacidade de gerar potência/aceleração na articulação da tíbio-társica está diminuída na fase de apoio (Enoka, 2008). Se se verifica diminuição da velocidade angular, depreende-se que a potência gerada para flexão plantar da tíbio-társica na fase de apoio, na marcha em dupla tarefa, estará igualmente diminuída corroborando o que diz Cofré e colaboradores (2011). Assim, em termos angulares/articulares não se observam alterações clinicamente relevantes na articulação tíbio-társica, mas a forma como os sujeitos utilizaram o movimento e a velocidade angular “dentro” do *range of motion* variou evidenciando impacto na marcha em dupla tarefa (este facto não é clinicamente/directamente observável, mas mostrou-se quantificável nos resultados deste estudo).

Prosseguindo na discussão dos resultados, devido à referida percentagem de pré-obesidade dos participantes, é possível admitir uma margem de erro na recolha de dados angulares. A pele e os tecidos moles/camada adiposa podem influenciar a recolha por parte do sistema Xsens, devido a possíveis deslocamentos dos sensores inerciais sob a pele durante a contração muscular activa. A camada adiposa pode promover alguns deslizos dos sensores do Xsens resultando na alteração da posição e/ou orientação nos segmentos em torno da articulação admitindo-se possíveis fontes de erro, o que associado ao medo que alguns dos participantes demonstrou ao colocar os sensores no corpo podem explicar, em parte, os resultados encontrados (Roetenberg, Luinge & Slycke, 2009).

Também o facto de os sensores serem constituídos por material ferro-magnético pode induzir a ocorrência de erros de medição, dado que o campo magnético terrestre é facilmente perturbado por objectos metálicos próximos. Para colmatar as possíveis fontes de erro, foi muito importante o cuidado na colocação dos sensores, tendo sido o treino de competências realizado antes da recolha de dados, fundamental para minimizar a in experiência das investigadoras no manuseamento do Xsens.

As diferenças antropométricas e morfológicas entre os géneros, também podem ter dificultado a detecção de variações angulares por parte dos sensores, sendo que a literatura



sugere estudos com amostras distintas para se poderem comparar dados intra-género (Gervásio, Barbosa, Brandão, *et al*, 2012).

A análise específica dos resultados referentes aos valores mínimos angulares encontrados na fase de apoio da marcha, permite concluir que se encontram diferenças significativas ( $p = .007$ ) entre os sujeitos do grupo *Gait* e grupo *Calculation*, sendo que os primeiros obtêm valores de extensão da anca direita mais elevados nesta variável (G.-4.61 vs C.-1.97). Este resultado é bastante interessante visto que, os extensores da anca devem contrair de forma concêntrica até cerca de 50% da fase de apoio. Isto significa que no grupo *Gait*, de marcha regular e sem tarefa cognitiva associada, os sujeitos recrutaram de forma aparentemente mais efectiva, o grande glúteo e as fibras posteriores do médio e pequeno glúteo. Quando introduzida a tarefa de cálculo a variação do ângulo de extensão da anca diminui o que pode indicar um possível défice de recrutamento motor e um comprometimento da normal cinemática do membro inferior.

O correcto funcionamento do sistema motor não se limita ao comando directo dos músculos (realizado pela espinhal medula e unidades motoras dos nervos cranianos), mas também a diversas acções de programação e planeamento motor realizadas por áreas específicas do córtex cerebral, acções de comando cortical sobre a medula, tronco encefálico e cerebelo. Segundo Al-Yahya e colaboradores (2011) e Holtzer e colaboradores (2012) as tarefas de cálculo influenciam as funções cognitivas por interferirem no processamento e controlo neuromotor. Quando realizadas em conjunto com a marcha podem mesmo competir com os recursos provenientes do córtex cerebral, pela dificuldade em priorizar os seus recursos e/ou como consequência do aumento do envolvimento da atenção em apenas uma das duas tarefas (Montero-Odasso, Verghese, Bauchet & Hausdorff, 2012).

A *performance* motora traduz a capacidade do sistema motor planear, coordenar e realizar os movimentos, sendo que, as fibras musculares são os elementos finais que “transformam” a informação neural em força contrátil. Tendo em conta o papel da área cortical no funcionamento motor, e a incompatibilidade entre os recursos do córtex realizarem o planeamento motor e dar resposta à solicitação cognitiva, isto poderá explicar as diferenças encontradas neste estudo face à articulação da anca.

Ainda para a variável ângulos articulares, na fase oscilante os ângulos de flexão máximos do joelho esquerdo são superiores quando a marcha é isolada (*baseline*) e sem tarefa dupla associada, diminuindo significativamente ( $p = .033$ ) quando introduzida a tarefa de memória (G.45.11 vs M.42.60). Se paralelamente, se observar os dados referentes ao joelho esquerdo, igualmente na fase oscilante, no que respeita à variável velocidade angular, verifica-se que a velocidade também diminui significativamente ( $p = .001$ ) quando introduzida a tarefa de memória, comparativamente à marcha isolada (G.232.20 vs M.193.23). Desta forma, na fase oscilante, a articulação do joelho na marcha com dupla tarefa revelou-se mais lenta (diferença de 38,97°/s) e com menor ângulo de flexão, o que poderá, em termos de prática clínica, ser um importante indicador de marcha insegura para o idoso. O risco não resulta tanto pelos 2,51° de diferença no ângulo articular de flexão do joelho (que pode ser clinicamente irrelevante e imperceptível), mas sobretudo pelo atraso de 38,97°/s na velocidade a que o ângulo da referida articulação altera, o que é suficiente para o sujeito tropeçar e/ou cair não tendo tempo de reagir ao estímulo externo. (Gervásio, Barbosa, Brandão, *et al*, 2012).

Face a este resultado é possível afirmar que o presente estudo corrobora que não é tanto na amplitude de movimento que se verifica ou traduz o efeito da dupla tarefa na marcha, como se pensava no passado, mas antes na forma como os sujeitos utilizam essa amplitude através da velocidade angular (Kirtley, Whittle & Jefferson, 1985; Oberg, Karsznia & Oberg, 1994 *cit. por* Hanlon & Anderson, 2006).

Os resultados obtidos demonstram resultados estatisticamente significativos ( $p < .05$ ) na variação da velocidade angular de todas as articulações em estudo, em ambos os membros inferiores, durante as fases de apoio e oscilante, quando introduzidas tarefas cognitivas.

Tal como referido na revisão da literatura deste trabalho, e atendendo aos resultados da articulação do joelho esquerdo na fase oscilante, acima mencionados, dois sujeitos com valores articulares/angulares similares, podem manifestar um desempenho na marcha distinto, caso a velocidade angular seja diferente entre ambos (Beauchet, Annweiler, Dubost, *et al*, 2009). A perda natural da capacidade de a população idosa produzir contracções rápidas (por ineficiência de planeamento/recrutamento motor) e dificuldade de recuperar a base de sustentação através de estratégias compensatórias, quando sujeita a

solicitações externas, relacionam-se com a velocidade angular, que determina a capacidade de resposta ou não a essas exigências externas e, consequentemente, a maior ou menor segurança na marcha (Al-Yahya, *et al*, 2011; Holtzer *et al*, 2012).

Este facto, mostra que a velocidade angular é um parâmetro capaz de predizer o risco de queda, de uma forma nunca avaliada antes, uma vez que, os estudos de cinemática angular e relação com risco de quedas, publicados até à data, se centram sobretudo na diminuição das amplitudes articulares da população idosa (Oberg, Karsznia, & Oberg, 1994 *cit. por*, Hanlon & Anderson, 2006).

Tendo em conta que mais de metade das quedas ocorre devido às alterações da marcha e que a queda é o incidente crítico que mais mortalidade e morbilidade causa, torna-se imperativo identificar os idosos em risco de queda, para actuar na prevenção da fragilidade física e funcional (Pereira, Carnide, Machado, *et al*, 2012). Essa prevenção pode passar também pelo estudo da velocidade angular, no sentido de se estabelecerem valores de referencia ou limites normativos que indiquem a partir de que valor em graus/segundo ( $^{\circ}/s$ ) o sujeito está em risco de queda. Apesar da relevância da existência de valores normativos, até à data da conclusão do presente estudo, não foram encontrados resultados sobre os mesmos. Os valores normativos reportados na literatura dizem respeito à velocidade (medida em  $m/s$ ) e não à velocidade angular ( $^{\circ}/s$ ), o que dificultou a comparação dos resultados encontrados nesta investigação com outros estudos reportados na literatura.

## 6. CONCLUSÃO

O presente estudo demonstra que um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional (IMUs), é suficiente para detectar, através de parâmetros angulares e quando introduzidas tarefas cognitivas, alterações na marcha da população idosa. O Xsens MVN mostrou-se capaz de recolher dados cinemáticos no plano sagital, das articulações do membro inferior, em contexto não laboratorial.

O Xsens mediu as alterações nos parâmetros angulares da marcha, revelando que quando introduzida uma tarefa de cálculo, a velocidade a que os ângulos de cada articulação (anca, joelho e tibia-társica) mudam de posição é mais lenta do que quando se introduz a tarefa de memória, e mais lenta ainda do que quando a marcha é realizada sem dupla tarefa. Neste sentido, o desempenho em dupla tarefa durante a marcha da população idosa tem implicações na sua execução, alterando os seus parâmetros angulares, nomeadamente a sua velocidade angular, e de uma forma menos expressiva os ângulos articulares, quanto comparado à marcha isolada.

A velocidade da marcha é um parâmetro considerado válido, sensível, específico e fidedigno que permite ser avaliado nos variados contextos e ambientes, sendo a sua avaliação fácil, rápida e pouco dispendiosa. De acordo com Studenski e seus colaboradores (2003) citado por Guedes e colaboradores (2014), a velocidade da marcha pode ser considerada o sexto sinal vital na medida em que é preditivo do risco de quedas, declínio funcional, risco de hospitalização e/ou outras patologias associadas sendo uma variável importante nos estudos geriátricos (Menant, Schoene, Sarofim & Lord, 2014).

Os resultados obtidos no presente estudo, são promissores a que a investigação decorra no sentido de minimizar a quantidade de sensores/IMU's necessários para recolher dados do membro inferior durante a marcha, e que num futuro próximo possamos estar a recolher dados de uma única unidade de medida inercial portátil que possa ser transportada no bolso das calças ou casaco do sujeito, por exemplo.

Se a investigação no âmbito da fisioterapia continuar a sua parceria com a investigação referente às engenharias e novas tecnologias, este sistema móvel poderá passar por uma única unidade de medida inercial integrada num *smartphone* e disponível numa aplicação

para o dispositivo. Uma aplicação capaz de detectar as alterações nos parâmetros da marcha, poderá funcionar como sistema de alarme para uma possível queda, podendo contribuir para a sua prevenção. Esta proposta assenta no pressuposto de que o sistema Xsens MVN é válido e fidedigno e que conseguiu ser sensível às alterações dos parâmetros da marcha, sobretudo com resultados bastante satisfatórios para a articulação da anca, neste estudo (nesta articulação, o Xsens detectou a mínima alteração de ângulos articulares e diferença de velocidades em todas as fases da marcha). A anca é a articulação de maior interesse na medida em que é a mais próxima do local onde o sistema móvel poderá ser transportado (bolso).

Ainda em termos de propostas futuras, sugere-se realizar um *follow-up* do presente estudo, uma vez que os dados foram recolhidos em 2015. Seria interessante perceber como se comportam as variáveis em estudo, mais de 12 meses após a primeira recolha. Analisar a diferença de valores angulares neste momento, tendo em conta que os participantes apresentavam uma média de 2 quedas por ano, e que têm uma média de idades superior a 75 anos. A população com idade igual ou superior a 75 anos, apresenta um risco de queda duas vezes maior aos escalões etários inferiores, tornando-se na faixa etária mais preocupante. (Pereira, Carnide, Machado, et al, 2012).

Assim, a proposta de um estudo de *follow-up* poderia igualmente servir, para aprofundar a problemática das quedas na sua relação com a velocidade angular, medida pelo Xsens MVN, e propor referenciais normativos para o risco de queda e consequente prevenção.

Tal como em todos os estudos de investigação, também este teve as suas limitações. Uma delas refere-se ao tipo e selecção da amostra. Embora o presente estudo tenha um carácter exploratório, uma amostra não probabilística, por conveniência geográfica (viés de selecção) pode não ser efectivamente representativa da população, sendo mais difícil extrapolar os resultados à mesma.

Outra limitação do estudo prende-se com a recolha de dados, onde a equipa de investigação verificou que, para alguns dos participantes, o nível de literacia (80.0% com 3 a 6 anos de escolaridade) poderia não corresponder à sua cultura social, e que muitas das tarefas solicitadas tendo em conta os critérios de escolaridade definidos e descritos na metodologia, poderiam não estar devidamente ajustados às verdadeiras capacidades de

alguns participantes. Ou seja, considera-se que, em alguns casos, o critério “anos de escolaridade” não se traduziu numa avaliação efectiva da capacidade cognitiva do sujeito e que este poderá ter sido sub-avaliado tendo-lhe sido atribuída uma tarefa demasiado fácil para as suas verdadeiras capacidades cognitivas. Para além disso, os participantes conheciam bem o espaço e a distância a percorrer durante a recolha e algumas das tarefas cognitivas foram solicitadas antes do início do percurso o que pode ter facilitado o processo. O facto de os dados terem sido recolhidos no Centro Comunitário de São Sebastião pode também explicar, em parte, esta conclusão, na medida em que o Centro se encontra situado em ambiente urbano, no centro da cidade de Setúbal, sendo a instituição dinamizada por animadores sócio-culturais que desenvolvem projectos de actividade física e actividades de formação junto dos idosos (curso de computadores, pintura, teatro) o que estimula de forma constante e progressiva as suas capacidades cognitivas.

Para além do referido, o MMSE, instrumento utilizado neste estudo, permite uma avaliação global das funções cognitivas, sendo o instrumento mais utilizado na população idosa (Morgado, *et al*, 2009; Freitas *et al*, 2015) e utilizado em vários estudos internacionais, o que permite a comparação de resultados de forma efectiva (Bauchet, Allali, Annweiler, *et al*, 2008). Porém, o MMSE não é um instrumento sensível para avaliar a função executiva (Freitas, Simões, Martins, Vilar & Santana, 2010).

De acordo com alguns estudos, uma marcha segura e efectiva depende de a capacidade do sujeito adaptar os seus padrões de marcha às AVD's, isto é, às suas funções executivas (Bauchet, Allali, Annweiler, *et al*, 2008). Neste sentido, em estudos futuros, sugere-se a utilização de um instrumento igualmente válido, robusto e fidedigno tal como a MMSE, mas capaz de avaliar as funções executivas dos participantes de forma mais consistente. O instrumento Montreal Cognitive Assessment (MoCA) está validado e adaptado para a população portuguesa, sendo descrito como um instrumento mais sensível do que o MMSE e de rastreio cognitivo privilegiado podendo ser uma alternativa ao MMSE (Gauthier e colaboradores, 2006, *cit por* Freitas, Simões, Martins, Vilar & Santana, 2010).

## 7. BIBLIOGRAFIA

- Alexander, N. & Goldberg, A. (2005). Gait disorders: Search for multiple causes. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*. 72, 7;
- Al-Yahya, E.; Dawes. H.; Smith, L.; Dennis, A.; Howells, K. & Cockburn, J. (2011) Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews* 35, 715–728;
- American College of Sports Medicine - ACSM (2006). *Resource Manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. 5th ed. Lippincott Williams & Wilkins;
- Aminian, K., Robert, Ph., Jequier, E. & Schutz, Y. (1995). Incline, speed, and distance assessment during unconstrained walking. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27, 226–234;
- Aminian, K., Rezakhanlou, K., De Andres, E., Fritsch, C., Leyvraz, P.-F. & Robert, Ph. (1999). Temporal features estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Medical and Biological Engineering and Computing* 37, 686–691;
- Aminian, K.; Najafi, B.; Bula, C.; Layvraz, P.-F.; & Robert, Ph. (2002) Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35: 689-699;
- Beauchet, O; Allali, G.; Poujol, L.; Barthelemy, J.C; Roche, F. & Annweiler, C. (2010). Decrease in gait variability while counting backward: a marker of “magnet effect”? *J Neural Transm.* 117:1171-1176;
- Beauchet, O.; Allali, G., Annweiler, C., Berrut, G., Maarouf, N., *et al.* (2008). Does Change in Gait while Counting Backward Predict the Occurrence of a First Fall in Older Adults? *Gerontology*, 54, 217-223;

- Beauchet, O., Annweiler, C., Dubost, V., Allali, G., Kressig, *et al* (2009). Stops walking when talking: a predictor of falls in older adults? Review Article. *European Journal of Neurology*, 16: 786-795;
- Beauchet, O.; Annweiler, C.; Allali, G.; Berrut, G.; Herrmann, F. & Dubost, V. (2008). Recurrent Falls and Dual Task-Related Decrease in Walking Speed: Is there a Relationship? *JAGS*, 56: 1265-1269;
- Beauchet, O. & Berrut, G. (2006). Marche et Double tache: définition, intérêts et perspectives chez le sujet âgé. *Psychol NeuroPsychiatr Vieil*, 4(3):215-225;
- Beauchet, O., Dubost, V., Gonthier, R. & Kressig, R. (2005). Dual-Task-Related Gait Changes in Transitionally Frail Older Adults: The Type of the Walking-Associated Cognitive Task Matters. *Gerontology*, 51: 48-52;
- Berg, WP.; Alessio, HM. & Mills, EM. (1997) Circumstances and consequences of falls independent communitydwelling older adults. *Age and Aging*, 26, 261-268;
- Bergmann, J., Mayagoitia, R. & Smith, I. (2009). A portable system for collecting anatomical joint angles during stair ascent: a comparison with an optical tracking device. *Dynamic Medicine*.8:3;
- Botelho, M.A. (2007). Isade Avançada- Características Biológicas e Multimorbilidade. *Revista Portuguesa de Clínica Geral*, 23, 191-5;
- Bruce, J.; Ranji, L.; Emma, J.W., *et al* (2016). A cluster randomised controlled trial of advice, exercise or multifactorial assessment to prevent falls and fractures in community-dwelling older adults: protocol for the prevention of falls injury trial (PreFIT) *BMJ Open*, 6;
- Caeiro, M., & Silva, M. (2008) Factores predisponentes e incidentes críticos com influência do declínio funcional da pessoa idosa. *EssFisiOnline*; 4, 1;
- Carter, R.; Lubinsky, J. & Domholdt, E. (2011). *Rehabilitation research: Principles and applications*, 4ª edição. Elsevier;



- Chu, Y., Tang, P., Peng Y. & Chen, H. (2012). Meta-analysis of type and complexity of a secondary task during walking on the prediction of elderly falls. *Geriatr Gerontol*;
- Clemson, L.; Singh, M.; Bundy, A.; *et al*, (2012). Integration of balance and strength training into daily life activity to reduce rate of falls in older people (theLiFE study): randomised parallel trial *BMJ* 345: e4547;
- Cofré, L.E., Lythgo, N., Morgan, D. & Galea, M. (2011). Aging modifies joint power and work when gait speeds are matched. *Gait & Posture*, 33, 484-489;
- Direcção Geral de Saúde (2004) Programa Nacional de Saúde para população idosa; ISSN 0872 – 2455;
- Demura, S.; Uchiyama, M. (2007). Proper assessment of the falling risk in the elderly by a physical mobility test with an obstacle. *Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 212, 13-20;
- Enoka, R. (2008). *Neuromechanics of Human Movement*. 4<sup>th</sup> Edition, ISBN: 13:978-0-7360-6679-2, Human Kinetics;
- Evans, A.L., Duncan, G. & Gilchrist, W. (1991) Recording accelerations in body movements. *Medical and Biological Engineering and Computing* 29, 102–104;
- Faria, M. (2010) Efeito da actividade física sobre factores de risco de quedas em idosos. Estudo comparativo entre idosos institucionalizados e não institucionalizados. Universidade do Porto, Faculdade de Desporto;
- Favre, J., Crevoisier, X., Jolles, B. & Aminian, K. (2010). Evaluation of a mixed approach combining stationary and wearable systems to monitor gait over long distance. *J. Biomech.* 43 2196–202;
- Folstein, M., Folstein, S., McHugh, P. (1975). Mini-mental state: a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *Journal of Psychiatric Research*, 12, 3, 189-198;

- Fortin, M. (2009). *Fundamentos e etapas do processo de investigação*. Loures: Lusodidacta;
- Freitas, S., Simões, M., Martins, C., Vilar, M. & Santana, I. (2010). Estudos de Adaptação do Montreal Cognitive Assessment (MoCA) para a população portuguesa. *Avaliação Psicológica*, 9(3), 345-357;
- Feitas, S., Simões, MR., Alves, L. & Santana, I. (2015). Mini Mental State Examination (MMSE): Normative study for the Portuguese population in a community stratied sample. *Appl Neuropsych Adults*, 22, 311-9;
- Gervásio, F.; Barbosa, A., Brandão, M., Gonçalves, C., Ribeiro, D., et al. (2012). Marcha de Idosas e Risco de Quedas. *Revista Movimenta*, 5(1), 1984-4298;
- Guedes, R., Dias, R., Pereira, L., Silva, S., Lustosa, L. *et al* (2014). Influence of dual task and frailty on gait parameters of older community-dwelling individuals. *Braz J Phys Ther*;
- Guerreiro, M., Silva, A.P., Botelho, M.A., Leitão, O., Castro-Caldas, A., & Garcia, C. (1994). Adaptação à população portuguesa da tradução do "Mini Mental State Examination" (MMSE). *Revista Portuguesa de Neurologia*, 3 (1), 9-10;
- Grundy & Sloggett (2003) Health inequalities in the older population: the role for personal capital, social resources and socio-economic circumstances. *Social Science & Medicine*; 56, 935-947;
- Hamill, J.; Selbie, W.S. (2004) Three-Dimensional Kinematics. In G. Robertson; G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, S. Whittlesey (Eds) *Research Methods in Biomechanics*;
- Hanlon. M. & Anderson, R. (2006). Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. *Gait and Posture*, 24, 280-287;
- Hicks, C. (2009). *Research Methods For Clinical Therapists – Applied Project Design And Analysis*, 5ªedt. Churchikk Livingstone: Edinburgh;
- Hollman, J.; McDade, E. & Petersen, R. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait and Posture*, 34, 111-118;

- Holtzer, R., Wang, C. & Verghese, J. (2012). The Relationship Between Attention and Gait in Aging: Facts and Fallacies. *Motor Control*, 16(1), 64-80;
- Instituto Nacional de estatística – INE (2014). Estatísticas Demográficas;
- Inman, VT.; Ralston, HJ. & Todd, F. (1981) *Human walking*. Baltimore: Williams and Wilkins;
- Kwon, J., Son, S. & Lee, N. (2015). Changes of kinematic parameters of lowe extremities with gait speed: a 3D motion analysis study. *J. Phys. Ther. Sci*, 27, 477-479;
- Lord, S., Howe, T., Greenland, J., Simpson, L. & Rochester, L. (2011). Gait variability in older adults: A structured review of testing protocol and clinimetric propertiesReview Article. *Gait & Posture*, Vol 34 (4), 443-450;
- Mayagoitia, RE., Nene AV. & Veltink, PH. (2002). Accelerometer and rate gyroscope measurement of Kinematics: an inexpensive alternative to optical motion analysis systems. *Journal of Biomechanics*, 35, 537-542;
- Menant, J., Schoene, D., Sarofim, M. & Lord, S. (2014). Single and dual task tests of gait speed are equivalent in the prediction of falls in older people: A systematic review and meta-analysis. *Ageing Research Reviews* 16, 83–104;
- Montero-Odasso, M., Verghese, J., Beauchet, O. & Hausdorff, M. (2012). Gait and Cognition: A complementary Approach to Understanding Brain Function and the Risk of Falling. *J Am Geriatr Soc*, 60(11), 2127-2136;
- Morgado, J., Rocha, C., Maruta, C., Guerreiro, M. & Martins, P. (2009). Cut-off Scores in MMSE: a moving target. *European Journal of Neurology*. 10, 1331-1468;
- Nene, A., Mayagoitia, R., & Veltink, P. (1999). Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. *Gait and Posture* 9, 1–9;
- Nordin, E., Nilssen, R., Ramnemark, A. & Olsson, L. (2010). Changes in step-width during dual-task walking predicts fallsOriginal Research Article. *Gait & Posture*. 32, (1), 92-97;

- Novak, D., Gorsic, M., Podobnik, J., & Munih, M. (2014). Toward Real-Time Automated Detection of Turns during Gait Using Wearable Inertial Measurement Units. *Sensors*, 14, 18800-18822;
- Novak, D.; Reberšek, P.; De Rossi, S.M.M.; Donati, M.; Podobnik, J.; Beravs, T.; Lenzi, T.; Vitiello, N.; Carrozza, M.C. & Munih, M. (2013). Automated detection of gait initiation and termination using wearable sensors. *Med. Eng. Phys.*, 35, 1713–1720;
- Oberg, T.; Karsznia, A. & Oberg, K. (1994). Joint angle parameters in gait: Reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31 (3), 199-213;
- O'Donovan, KJ., Kamnik, R., O'Keeffe, DT. & Lyons, GM. (2007). An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of Biomechanics*, 40, 2604-2611;
- Organização Mundial de Saúde- OMSa (2012). World Health Day 2012: Ageing and Health. WHO Kobe Centre – Mediacentre, WKC forums;
- Perry J.; Norwood, L.; House, K. (1977) Knee posture and biceps and semi-membranous muscle action in running and cutting (an EMG study). *Trans Orthop Res Soc.* 2:258;
- Pereira, V.; Carnide, F.; Machado, M.; et al (2012). Falls in Portuguese older people: procedures and preliminary results of the study Biomechanics of Locomotion in the Elderly. *Acta Reumatol Port.* 37,324-332;
- Roetenberg, D., Luinge, H. & Slycke, P. (2009). Xsens MVN: Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. *Xsens Technologies*, 8;
- Rubenstein, L. (2006). Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age and Ageing*. 35-S2, 37-41;
- Santos, A. (2012). Quedas em Idosos Institucionalizados. Dissertação para obter o grau de mestre em Gerontologia. Universidade da Beira Interior, Faculdade de Ciências da Saúde;

- Scapellato, S., Cavallo, F., Martelloni, C., & Sabatini, AM. (2005). In-use calibration of body-mounted gyroscopes for applications in gait analysis. *Sensors and Actuators A: Physical*. 123-124, 418-422;
- Sequeira, C. (2007) *Cuidar de idosos dependentes*. Editora quarteto, ISBN 978- 989-558-0927;
- Tao, W., Liu, T., Zheng, R. & Feng, H. (2012). Gait Analysis Using Wearable Sensors. *Sensors*, 12(2), 2255-2283;
- Tong, K. & Granat, M.H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics* 21, 87–94;
- Tombaugh, TN. & McIntyre, NJ. (1992). The Mini-Mental State Examination: a comprehensive review. *J Am Geriatr Soc*. 40(9), 922-35;
- Wentink, E.C.; Schut, V.G.H.; Prinsen, E.C.; Rietman, J.S.; Veltink, P.H. (2014). Detection of the onset of gait initiation using kinematic sensors and EMG in transfemoral amputees. *Gait Posture* 39, 391–396;
- Winter, DA. (1991). *The biomechanics and motor control of human gait: Normal, elderly and pathological*. 2nd ed. Ontario: University of Waterloo Press;
- Zhang, J.T., Noval, A.C., Brouwer, B. & Qingguo, Li. (2013). Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular Kinematics. *Physiol.Meas*, 34, 63-9.

# APÊNDICES

## APÊNDICE A



Instituto Politécnico de Setúbal - Escola Superior de Saúde

Departamento de Fisioterapia

### QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO SÓCIO-DEMOGRÁFICA E CLÍNICA

Código ID: \_\_\_\_\_

Data do preenchimento: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

#### DADOS SÓCIO-DEMOGRÁFICOS

1. Idade: \_\_\_\_\_ 2. Sexo: Masculino ☐ Feminino ☐

3. Peso (kg): \_\_\_\_\_ 4. Altura (m): \_\_\_\_\_

5. Qual o seu Estado Civil? :

Solteiro(a) ☐ Casado(a) ☐ União de Fato ☐ Viúvo (a) ☐ Divorciado (a) ☐

6. Quantos anos de escolaridade têm?

0 a 2 anos ☐ 3 a 6 anos ☐ ≥ 7 anos ☐

#### DADOS CLÍNICOS

7. Já teve algum episódio de queda após os 65 anos? Sim ☐ Não ☐

7.1. Se sim, recorde-se de quantas quedas deu no último ano? \_\_\_\_\_

8. Toma medicação diariamente? Sim ☐ Não ☐

8.1. Se sim, qual/quais\*? \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

\* Se algum dos medicamentos se incluir dentro dos grupos que afetam a marcha, nomeadamente Benzodiazepínicos, Opióides, Antidepressivos, Diuréticos e Fenotiazinas, questionar ao utente se o tomou no dia da recolha (Lange, 2011, p. 495).

**9. Tem alguma condição cardiorrespiratória que altere a forma como anda?**

Sim ☐ Não ☐

9.1. Se sim, qual? \_\_\_\_\_

**10. Tem alguma destas condições neurológicas?**

Alzheimer ☐

Não ☐

Parkinson ☐

Doença Cerebelar ☐

Mielopatia ☐

Neuropatia ☐

Acidente Vascular cerebral (AVC) ☐

Outra ☐ Qual? \_\_\_\_\_

**11. Sofre de algum problema de saúde a nível músculo-esquelético, nomeadamente na parte inferior das costas, na pélvis ou nos membros inferiores que altere a forma como anda? Sim**

☐ Não ☐

**12. Usa algum tipo de auxílio na marcha (auxiliares de marcha)? Sim ☐ Não ☐**

**Obrigada pela sua colaboração!**

## APÊNDICE B

### **MINI MENTAL STATE EXAMINATION (MMSE) – MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL**

(Folstein, M., Folstein, S., & McHugh, 1975, com adaptação de Guerreiro et al., 1994)

#### **I. ORIENTAÇÃO:**

“Vou lhe fazer algumas perguntas. A maior parte delas são fáceis, tente responder o melhor que for capaz.” (Dar 1 ponto por cada resposta correta):

1. Em que ano estamos? \_\_\_\_\_
2. Em que mês estamos? \_\_\_\_\_
3. Em que dia do mês estamos? \_\_\_\_\_
4. Em que dia da semana estamos? \_\_\_\_\_
5. Em que estação do ano estamos? \_\_\_\_\_
6. Em que país estamos? \_\_\_\_\_
7. Em que distrito vive? \_\_\_\_\_
8. Em que terra vive? \_\_\_\_\_
9. Em que casa estamos? \_\_\_\_\_
10. Em andar estamos? \_\_\_\_\_

Nota: \_\_\_\_\_

#### **II. RETENÇÃO:**

“Vou dizer-lhe três palavras. Queria que as repetisse e que procurasse decorá-las porque dentro de alguns minutos vou pedir-lhe que me diga essas três palavras.” As palavras são:

**PÊRA**

**GATO**

**BOLA**

“Repita as três palavras.” (Dar 1 ponto por cada palavra correta):

PÊRA \_\_\_\_\_ GATO \_\_\_\_\_ BOLA \_\_\_\_\_

Nota: \_\_\_\_\_



### III. ATENÇÃO E CÁLCULO:

“Agora peço-lhe que me diga quantos são 30 menos 3 e ao número encontrado volte a subtrair 3 até eu lhe dizer para parar. “ (Dar 1 ponto por cada palavra correta. Parar ao fim de 5 respostas. Se fizer um erro de subtração, mas continuando a subtrair corretamente partir do erro conta-se como um único erro):

(27)    (24)    (21)    (18)    (15)

Nota: \_\_\_\_\_

### IV. EVOCAÇÃO

(Só se efetua no caso de o sujeito ter aprendido as três palavras referidas anteriormente na prova de retenção)

“Recorde-se agora das três palavras que lhe pedi à pouco para repetir e veja se me consegue dizer quais são. “ (Dar 1 ponto por cada palavra correta):

PÊRA \_\_\_\_\_

GATO \_\_\_\_\_

BOLA \_\_\_\_\_

Nota: \_\_\_\_\_

### V. LINGUAGEM (Dar 1 ponto por cada palavra correta):

a) Mostrar o relógio de pulso. “Como se chama isto? “

Nota: \_\_\_\_\_

b) Mostrar um lápis. “Como se chama isto? “

Nota: \_\_\_\_\_

c) Repetir a frase. “O rato rói a rolha. “

Nota: \_\_\_\_\_

d) “Vou dar-lhe uma folha de papel. Quando eu lhe entregar o papel, pegue nele com a sua mão direita, dobre-o ao meio e coloque-o no chão. “ (Dar 1 ponto por cada etapa bem executada, sendo a pontuação máxima é de 3 pontos):

Pega no papel com a mão direita \_\_\_\_\_

Dobra o papel ao meio \_\_\_\_\_

Coloca o papel no chão \_\_\_\_\_

Nota: \_\_\_\_\_

e) “Leia e cumpra o que diz neste cartão. “

Mostrar o cartão com a frase: “FECHE OS OLHOS. “ (Dar 1 ponto por cada realização correta):

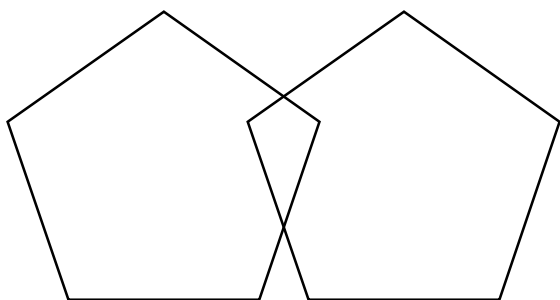
Nota: \_\_\_\_\_

- f) “Escreva uma frase. “ (A frase deve ter sujeito, verbo e ter sentido para ser pontuada com 1 ponto. Erros gramaticais ou erros de trocas de letras não contam como erros).

Nota: \_\_\_\_\_

- g) “Copie o desenho que lhe vou mostrar. “

Mostrar o desenho num cartão. (Os 10 ângulos devem de estar presentes e 2 deles estar intersectados para pontuar 1 ponto. Tremor ou erros)



Nota: \_\_\_\_\_

**TOTAL:** \_\_\_\_\_/30

---

Considera-se indivíduos com compromisso cognitivo: **0 a 2 anos < 22 pontos; 3-6 anos < 24 pontos; ≥ 7 anos < 27 pontos.**

## APÊNDICE C

### **Pedido de Autorização ao Centro Comunitário de São Sebastião, para recolha de dados**



Setúbal, Junho de 2015.

Excelentíssima Dra. Ana Ferreira,

Solicito a sua atenção para o seguinte,

O meu nome é Nádia Augusto, sou aluna do Mestrado em Fisioterapia-Especialização em Músculo-Esquelética, ministrado pela Escola Superior de Saúde de Setúbal. Neste momento, no âmbito da Unidade Curricular de Trabalho de Projeto, encontro-me a desenvolver a minha dissertação intitulada: “Efeito da introdução de tarefas cognitivas nas características espaço-temporais da marcha em indivíduos idosos medido por um sistema móvel”, sob orientação do Professor Dr. Ricardo Matias e da Professora Dra. Madalena Gomes da Silva.

Este estudo pretende avaliar o efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros espaço-temporais da marcha em idosos, através de um sistema ambulatorio de análise cinemática 3D, com vista a descrever as relações existentes entre as variáveis em estudo. Correlacionado o papel preventivo da fisioterapia.

Os dados serão captados através da colocação de sensores em pontos específicos do corpo humano e posteriormente recolhidos e armazenados através do software de apoio ao sistema móvel utilizado. Para caracterizar a população será aplicado um breve questionário e para avaliar a sua capacidade cognitiva para a execução da tarefa cognitiva implícita, será

aplicada a Escala do Mini-Exame do Estado Mental (versão adaptada para a população portuguesa).

Neste sentido, venho por este meio solicitar a sua colaboração neste estudo, nomeadamente na autorização para a realização da recolha de dados na vossa instituição e nos vossos utentes, bem como, na delineação da calendarização da realização das mesmas.

Agradecendo antecipadamente a atenção de V. Exa, apresento-lhe os meus melhores cumprimentos.

Atenciosamente,

Nádia Coimbra Augusto

## APÊNDICE D

### Autorização por parte da Direcção do Centro Comunitário de São Sebastião



Nadja Augusto <naa.fisio.augusto@gmail.com>

---

#### Questionamento sobre estado da autorização e datas possíveis

---

Centro Comunitário S. Sebastião | Setúbal <ccomunitario.ssebastiao@gmail.com> 16 de junho de 2015 às 17:16  
Para: Nadja Augusto <naa.fisio.augusto@gmail.com>

Boa tarde!

Serve o presente para lhe dar conta que nos encontramos disponíveis para colaborar no seu estudo.  
Gostaria que me informasse como pretende realizar a recolha dos dados e em que datas para podermos organizar.

Com os melhores cumprimentos

Ana Bordeira Ferreira  
(Diretora Técnica)

[Citação ocultada]

—

Centro Comunitário S. Sebastião  
Rua Gonçalo de Abreu nº9/11  
Tel. 265 227 601 Fax. 265 548 143

## APÊNDICE E



Instituto Politécnico de Setúbal - Escola Superior de Saúde

Departamento de Fisioterapia

**Efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros angulares da marcha da população idosa, medido por um sistema ambulatório de análise cinemática tridimensional**

### **CARTA EXPLICATIVA DO ESTUDO AOS PARTICIPANTES**

Este estudo tem como objetivo avaliar o efeito da introdução de tarefas cognitivas nos parâmetros angulares da marcha em idosos, através de um sistema ambulatório de análise cinemática 3D. A informação recolhida poderá no futuro contribuir para o desenvolvimento de um sistema móvel que consiga auferir atempadamente através de variáveis indiretas o risco de queda e assim, contribuir para a redução da sua ocorrência.

**Se aceitar participar no estudo, ser-lhe-á aplicado um pequeno questionário e uma escala, esta última que pretende avaliar o nível cognitivo. Posteriormente, ser-lhe-ão colocados sensores, que integram o sistema ambulatório de análise de marcha e ser-lhe-á pedido que caminhe ao longo de uma distância de 10 metros executando uma determinada tarefa cognitiva ao comando verbal do investigador.** A decisão de participar implica a autorização para utilização dos dados recolhidos durante a realização do presente estudo. Todo o material audiovisual e escrito recolhido será codificado e tratado de forma anónima e confidencial, sendo conservado à responsabilidade da Fisioterapeuta Cláudia Paiva. A decisão de participar ou não no estudo é voluntária. O presente estudo não acarreta qualquer risco acrescido, nem qualquer tipo de benefício. Se decidir participar no estudo, poderá abandonar o mesmo em qualquer momento, sem ter que fornecer qualquer tipo de explicação.

Os resultados do estudo serão expostos no âmbito da apresentação do Trabalho de Projecto do Mestrado em Fisioterapia – Ramo das Condições Músculo-Esqueléticas, nunca sendo os participantes identificados de forma individual. Uma vez apresentados os resultados, os dados originais serão destruídos. Caso surja alguma dúvida, ou necessite de informação adicional, por favor contacte: Cláudia Paiva, através do e-mail **claudiafilipapaiva@hotmail.com**.

## APÊNDICE F



### DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO

Reconheço que os procedimentos de investigação descritos na carta anexa me foram explicados e as minhas questões foram esclarecidas de forma satisfatória. Compreendo que a participação no estudo não acarreta qualquer tipo de vantagens e/ou desvantagens potenciais. Compreendo igualmente que todos os dados recolhidos, incluindo as gravações efectuadas e o material escrito, durante a participação neste projecto de investigação serão unicamente para fins académicos, sendo destruídos após a conclusão do estudo.

Fui informado(a) que tenho o direito a recusar participar e que a minha recusa em fazê-lo não terá consequências para mim. Compreendo que tenho o direito de colocar agora e durante o desenvolvimento do estudo, qualquer questão relacionada com o mesmo. Compreendo que sou livre de, a qualquer momento abandonar o estudo sem ter de fornecer qualquer explicação.

Assim, declaro que aceito participar neste projecto de investigação, com salvaguarda da confidencialidade e anonimato sem prejuízo pessoal de cariz ético ou moral.

*O Participante*

---

\_\_\_\_\_, de \_\_\_\_\_ de 2015.

*Fisioterapeuta responsável pelo estudo:*

---

Cláudia Paiva

## APÊNDICE G

### Dados Sócio-Demográficos dos Participantes

Variáveis	N	%
<b><i>Género</i></b>		
Masculino	13	86.7%
Feminino	2	13.3%
<b><i>Estado civil</i></b>		
Casado	5	33.3
Divorciado	1	6.7
Viúvo	9	60.0
<b><i>Escolaridade</i></b>		
≥ 7 anos	1	6.7
0-2 anos	2	13.3
3-6 anos	12	80.0
<b><i>Idade</i></b> (M;DP)	75.73	6.02
<b><i>Peso</i></b>	70.96	10.84
<b><i>Altura</i></b>	1.56	0.06
<b><i>IMC</i></b>	29.14	4.06



## APÊNDICE H

### Apresentação dos Dados Estatísticos

#### Ângulos Articulares

Tabela Ângulos

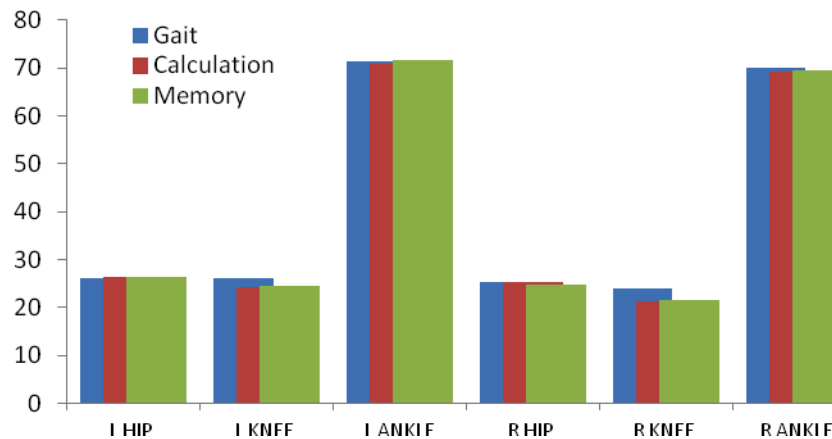
	Gait		Calculation		Memory		
	M	Dp	M	DP	M	DP	F
<b><i>Max Stance</i></b>							
L HIP	26.25	5.84	26.52	7.01	26.43	6.49	,033
L KNEE	26.20	8.29	24.13	7.88	24.41	8.11	1,346
L ANKLE	71.31	2.85	70.85	3.76	71.51	3.23	,460
R HIP	25.41	5.67	25.33	7.37	24.66	7.15	,194
R KNEE	23.98	7.69	21.28	7.25	21.66	7.77	2,603
R ANKLE	69.98	4.81	69.26	4.22	69.41	4.63	,474
<b><i>Min Stance</i></b>							
L HIP	-4.32	4.91	-2.47	5.18	-2.94	5.11	2,581
L KNEE	1.47	5.87	.23	6.42	.19	6.78	,954
L ANKLE	47.21	3.45	47.21	3.50	46.46	3.89	,763
R HIP	-4.61	4.85	-1.97	4.92	-3.26	4.41	5,113**
R KNEE	-.54	5.98	-.45	5.69	-1.34	6.22	,331
R ANKLE	45.28	5.91	46.33	5.02	45.50	5.23	,597
<b><i>Max Swing</i></b>							
L HIP	27.66	6.14	27.68	6.76	27.95	6.49	,038
L KNEE	45.11	7.37	42.19	7.93	42.60	7.94	3,481*
L ANKLE	59.72	6.64	60.02	5.56	59.25	5.15	,234
R HIP	27.85	5.89	27.49	7.36	26.99	7.21	,278
R KNEE	42.79	7.94	41.26	8.82	40.78	8.62	1,232
R ANKLE	60.21	8.62	61.15	7.05	60.10	8.02	,313
<b><i>Min Swing</i></b>							
L HIP	.60	5.35	2.61	6.24	2.47	5.50	3,237*
L KNEE	-.70	6.78	-.39	7.44	-.27	7.70	,075
L ANKLE	40.35	6.81	42.62	6.87	41.76	7.00	2,210
R HIP	.67	6.44	2.34	5.47	1.22	4.59	1,579
R KNEE	-1.79	7.38	-1.44	5.79	-2.92	6.63	,711
R ANKLE	42.76	7.45	44.84	8.56	42.93	8.85	1,344

\*  $p \leq .05$  \*\*  $p \leq .01$  \*\*\*  $p \leq .001$

### ***Max Stance***

As diferenças entre grupos não são estatisticamente significativas, ( $p > .05$ ).

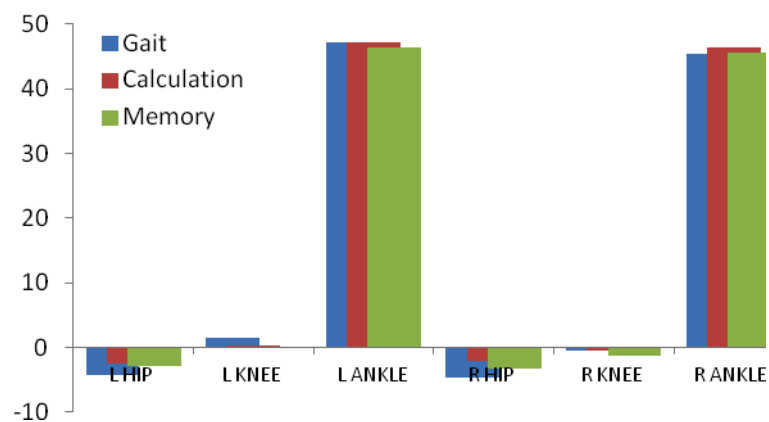
Gráfico 1 – Max Stance



### ***Min Stance***

R HIP ANG,  $F(2, 184) = 5.113$ ,  $p = .007$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-4.61 vs -1.97).

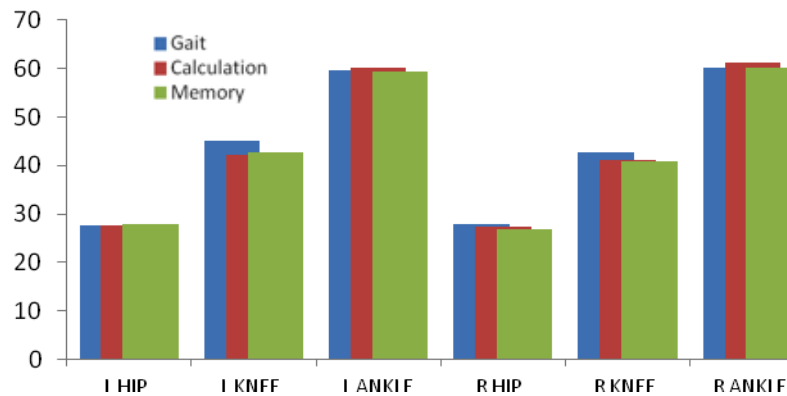
Gráfico 2 – Min Stance



### ***Max Swing***

R KNEE,  $F(2, 215) = 3.481$ ,  $p = .033$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (45.11 vs 42.19).

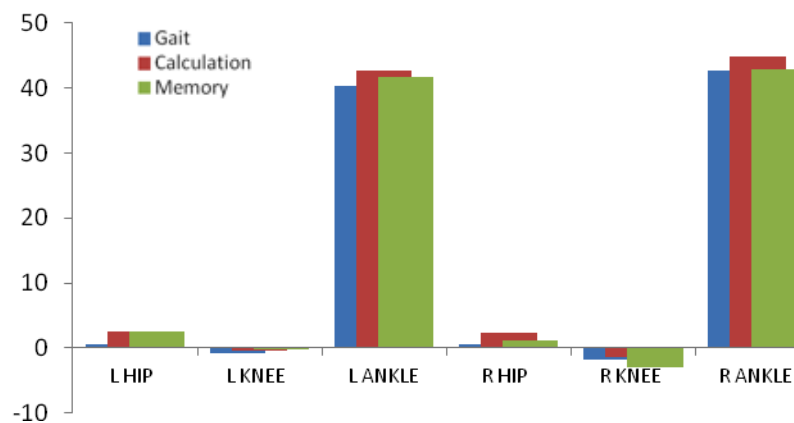
Gráfico 3 – Max Swing



### ***Min Swing***

R HIP,  $F(2, 215) = 3.237$ ,  $p = .041$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (.60 vs 2.61).

Gráfico 4 – Min Swing



## APÊNDICE I

### Apresentação dos Dados Estatísticos

#### Velocidade Angular

Tabela Velocidade							
	Gait		Calculation		Memory		F
	M	Dp	M	DP	M	DP	
<i>Max Stance</i>							
L HIP	103.83	37.04	84.99	39.21	92.76	37.50	4.316*
L KNEE	230.56	64.34	175.99	60.02	185.85	49.59	16.663***
L ANKLE	86.09	34.38	83.56	48.21	86.50	42.42	.083
R HIP	111.85	43.99	73.89	40.70	89.56	39.88	13.977***
R KNEE	219.92	69.00	165.10	55.43	181.48	59.05	13.789***
R ANKLE	83.41	22.14	68.62	37.66	72.55	30.47	4.842**
<i>Min Stance</i>							
L HIP	-101.20	23.93	-75.26	35.80	-81.60	25.48	16,050***
L KNEE	-60.93	21.10	-41.85	22.14	-51.35	29.37	10,945***
L ANKLE	-275.28	90.76	-202.67	81.73	-223.48	70.15	13,989***
R HIP	-101.85	27.23	-71.45	33.07	-80.21	25.70	20,862***
R KNEE	-60.72	21.80	-46.82	26.51	-57.41	32.68	4,723**
R ANKLE	-245.02	96.73	-148.84	60.39	-184.71	73.90	23,413***
<i>Max Swing</i>							
L HIP	146.61	34.07	115.21	46.26	119.06	37.14	16,222***
L KNEE	232.20	52.78	184.69	57.47	193.23	52.87	17,876***
L ANKLE	97.88	32.93	93.25	52.08	95.89	49.97	,819
R HIP	154.52	38.05	119.46	46.29	126.29	36.20	17,507***
R KNEE	220.82	61.63	188.43	46.68	194.44	43.04	8,328***
R ANKLE	86.04	30.12	73.84	40.59	77.68	34.58	2,527
<i>Min Swing</i>							
L HIP	-39.94	21.01	-26.71	19.46	-30.72	20.63	8,823***
L KNEE	-266.97	46.18	-201.15	59.58	-218.13	52.89	34.458***
L ANKLE	-323.48	90.61	-232.17	108.30	-276.75	98.91	15.881***
R HIP	-53.16	21.40	-33.55	17.19	-37.36	16.68	23.391***
R KNEE	-265.08	52.47	-199.93	51.81	-217.85	39.90	37,207***
R ANKLE	-278.43	81.84	-196.61	84.61	-236.03	84.91	18,759***

\*  $p \leq .05$  \*\*  $p \leq .01$  \*\*\*  $p \leq .001$

### ***Max Stance***

L HIP ANG,  $F(2, 185) = 4.316$ ,  $p = .015$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (103.83 vs 84.99).

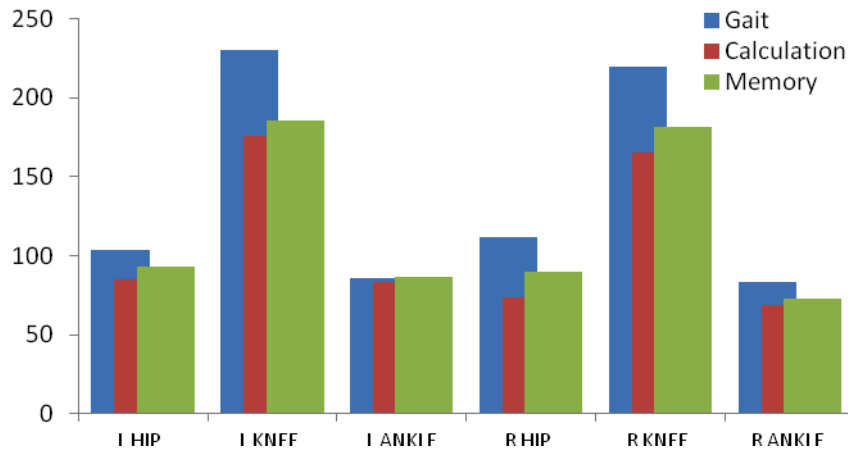
L KNEE ANG,  $F(2, 185) = 16.663$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (230.56 vs 175.99 e 185.85).

R HIP ANG,  $F(2, 199) = 13.977$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (111.85 vs 73.89 e 89.56).

R KNEE ANG,  $F(2, 199) = 13.789$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (219.92 vs 165.10 e 181.48).

R ANKLE ANG,  $F(2, 184) = 4.842$ ,  $p = .009$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (83.41 vs 68.62).

Gráfico 5 – Max Stance



### *Min Stance*

L HIP ANG,  $F(2, 94.869) = 16.050$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-101.20 vs -75.26 e -81.60).

L KNEE ANG,  $F(2, 185) = 10.945$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-60.93 vs -41.85).

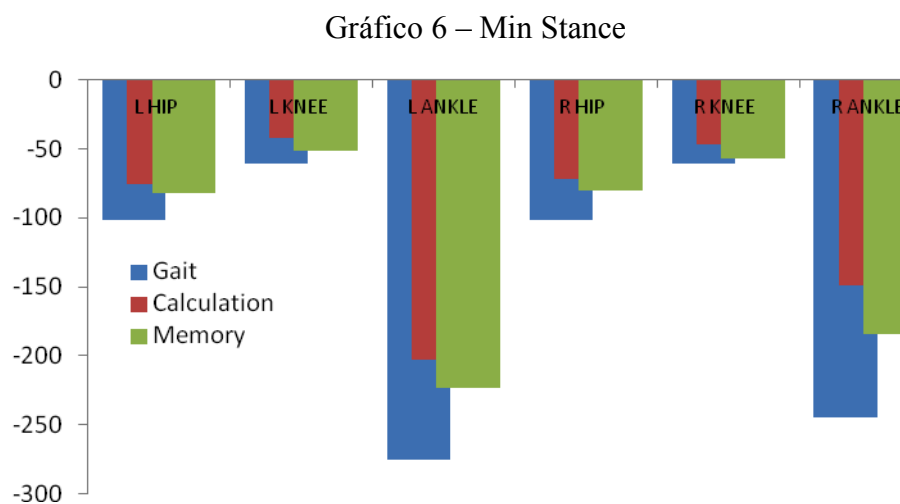
L ANKLE ANG,  $F(2, 185) = 13.989$ ,  $p = .005$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-275.28 vs -202.67).

R HIP ANG,  $F(2, 184) = 20.862$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-101.85 vs -71.45 e -80).

R KNEE ANG,  $F(2, 184) = 4.723$ ,  $p = .010$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os do

grupo Calculation, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-60.72 vs -46.82).

R ANKLE ANG,  $F(2, 110.121) = 26.413$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-245.02 vs -184.84 e -184.71).



### ***Max Swing***

L HIP ANG,  $F(2, 215) = 16.222$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (146.61 vs 115.21 e 119.06).

L KNEE ANG,  $F(2, 215) = 17.876$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (232.20 vs 184.69 e 193.23).

R HIP ANG,  $F(2, 213) = 17.507$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos

grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (154.52 vs 119.46 e 126.29).

R KNEE ANG,  $F(2, 213) = 8.328$ ,  $p = .010$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (220.82 vs 188.43 e 194.44).



### ***Min Swing***

L HIP ANG,  $F(2, 215) = 8.823$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-39.94 vs -26.71 e -30.72).

L KNEE ANG,  $F(2, 110.364) = 34.458$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-266.97 vs -201.15 e -218.13).

L ANKLE ANG,  $F(2, 113.124) = 15.881$ ,  $p = .005$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas sendo que os do



grupo Gait primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-323.48 vs -232.17 e 276.75).

R HIP ANG,  $F(2, 124.592) = 23.391$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-53.16 vs -33.55 e -37.36).

R KNEE ANG,  $F(2, 213) = 37.207$ ,  $p = .010$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre os sujeitos do grupo Gait e os dos grupos Calculation e Memory, sendo que os primeiros obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-265.08 vs -199.93 e -217.85).

R ANKLE ANG,  $F(2, 213) = 18.759$ ,  $p = .001$ , o teste de comparação múltipla de Tukey indica-nos que as diferenças são todas estatisticamente significativas, sendo que os do grupo Gait obtêm valores significativamente mais elevados nesta variável (-278.43 vs -196.61 e -236.03).



# ANEXOS

## ANEXO 1

### Reconstrução do Modelo Esquelético no Xsens

[http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Tutorial:\\_Building\\_a\\_Model](http://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php/Tutorial:_Building_a_Model)

## Tutorial: Building a Model

Language: English • français • italiano • português • español

### Overview

There are 6 basic steps to performing an analysis of motion capture data in Visual3D:

1. Create a model of your subject(s) using a standing trial, and define the linked segments.
2. Explore the data from your movement trials, and associate this data with your model.
3. Perform any signal and event processing required for your application.
4. Define any biomechanical model-based calculations, such as joint angles, moments, powers, and other computed values
5. Generate the desired kinematics and kinetics reports.
6. If desired, export data to an external file for statistical processing.

In this tutorial we will load a standing calibration trial and define various segments to create a lower-body gait model. The techniques learned here will be consistent with all Visual3D models.

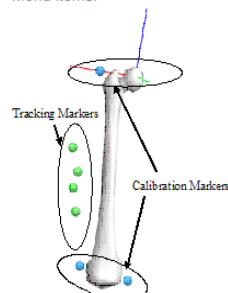
However **the model described in this tutorial is only designed to illustrate the principles of model building and should not be considered the Default Visual3D lower-body model**. Once the User learns the basics of building models it is up to him or her to decide what model and marker set is most appropriate for their analyses.

During this tutorial, you will learn how to:

1. Create a model that exists conceptually within the Workspace.
2. Define segments within the model using **Anatomical markers** and **Tracking markers**.
3. Work with various viewer controls

### Key Concepts

A **calibration file** (often referred to as a **Standing Trial** or a **Static Trial**) is a short motion capture of the subject in a stationary pose. Marker positions are averaged automatically over all frames to compensate for noise in the data. **NOTE:** If the subject moved during the standing trial, a subset of frames, in which the subject is stationary, can be selected for computing the average locations of the markers. The command **Modify Frame Range For Static Calibration** is located in the **Model** Menu items.



In this figure, **Anatomical markers** are placed at anatomically relevant locations (e.g. palpable bony landmarks near segment endpoints). **Tracking markers** are placed at convenient locations for tracking the segments. Suggested rules for marker placement on rigid clusters is described in the following article:

Cappozzo A, Cappello A, Della Croce U, Pensalfini P (1997) Surface-Marker Cluster Design Criteria for 3-D Bone Movement Reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44 (12), p 1165-1174.

5.5.4 A little fun with the Graphics
6 Save the data
6.1 Save the Workspace to a .cmo file
6.2 Save the Model Template
6.3 Apply the Model Template
7 Define the Remaining Segments
7.1 Create the Right Thigh Segment
7.2 Create the Right Shank Segment
7.3 Create the Right Foot Segment
7.4 Create the Left Thigh Segment
7.5 Create the Left Shank Segment
7.6 Create the Left Foot Segment
7.7 Completing the Model
7.7.1 Verify the model template

## Preparing for the Tutorial

1. Ensure that version 3.0 or later of Visual3D has been downloaded and installed.
2. Download the standing calibration file from the website: [Lower Body Static Trial.c3d](#)
3. Save this file in the folder where you plan to save your motion capture files.  
**NOTE:** The file [Tutorial1.cmo](#) contains the end results of this tutorial.  
It may be useful as a secondary resource for verifying your progress.
4. Launch the Visual3D program from the Start menu.

The program will open to the main workspace.

## 3D Viewer Animation Controls

The viewer is a 3D display (using the OpenGL libraries) of your marker set as seen from multiple camera angles.

### Left Mouse Button (*Pan*)

The left mouse button is used to modify the orientation of the 3D model. Holding down the left mouse button and moving the mouse up and down rotates the model up and down, moving the mouse from side to side rotates the model from side to side.

### Right Mouse Button (*Zoom*)

The right mouse button is used to modify the scaling of the model. Holding down the right mouse button and moving the mouse up or right moves the camera closer to the center of the model (increases the size of the image displayed). Holding down the right mouse button and moving the mouse down or left moves the camera further from the center of the model (decreases the size of the image displayed).

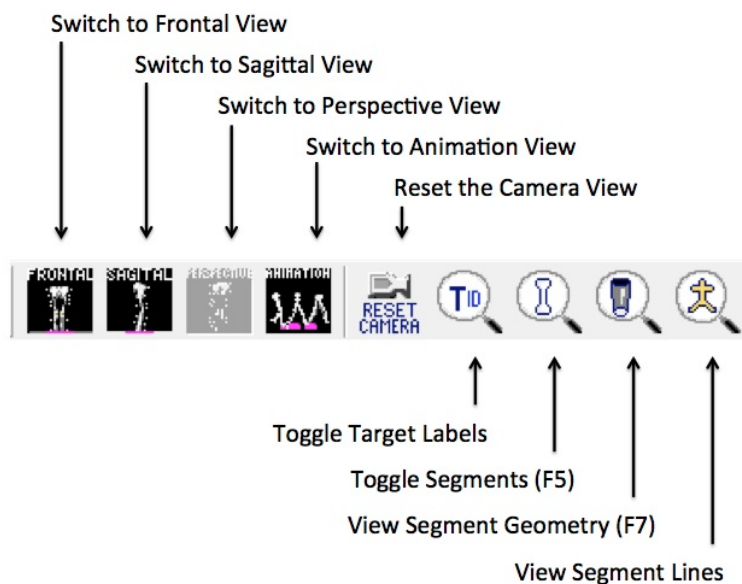
### Center Mouse Button (*Move*)

Holding down the center mouse button (or both the left and right mouse buttons together on a 2-button mouse), allows the user to shift (translate) the model from side to side and up or down.

**Note:** You will notice that once you move the model a white cross-hair is temporarily added to the scene. This is provided to assist you with centering your model in the scene.

### Modify the Viewer Settings

What you see in the 3D viewer varies with the viewing options you select.



### Frontal View:

Sets the camera's perspective to view the front of the model from the anterior direction as defined by the lab's anterior/posterior axis.

### Sagittal View:

Sets the camera's perspective to view the side of the model from the alter direction as defined by the lab's medial/lateral axis.

### Perspective View:

Allows you to view the model from any angle. This is the default view when the 3D Viewer is first opened. This view allows you to choose the camera's

### Perspective View:

Allows you to view the model from any angle. This is the default view when the 3D Viewer is first opened. This view allows you to choose the camera's perspective by dragging the mouse around the scene.


### Reset Camera Perspective:

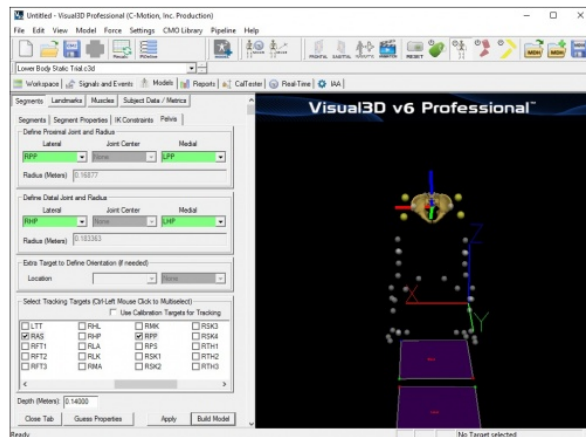
Sets the camera to look at the lab origin. If you have gotten "lost" in the scene, you can use this button to quickly get you back to a "known" point, the lab's origin.

### Toggle Marker names:

Cycles through target labels, target labels with landmark labels, or no target labels.

### View Segments:

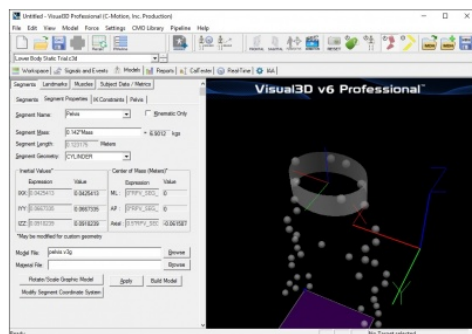
Clicking the  button will toggle on and off the model files assigned to the segments. The model files are wire frame objects formatted as either a .v3g or .obj file or a VRML .wrl file. The model file is usually a representation of the bone(s) used for the 3D animation. In the example the model file is a 3D representation of the pelvis bone.



**Note:** The 3D animation object is purely for visualization. You can rotate, scale or move the bones relative to the segment coordinate system and it will not affect the analysis.

### View Segment Geometry:

To view the geometry click the **View Segment Geometry** toggle button  on the toolbar.



- The width of the cylinder is defined by the endpoint radii of the segment.
- The depth of the cylinder is defined by the depth of the pelvis.

### View Segment Lines:

View segment lines allows you to view a "stick figure" of the segment(s).

click the **View Segment Lines**  toggle button.

The yellow segment lines displayed are:

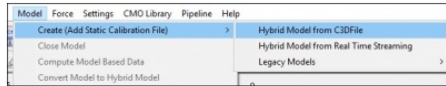
A vertical line between the segment endpoints

Two horizontal lines between the medial and lateral radii of the segment (e.g. from the segment endpoint to the medial and lateral borders of the segment, which are one radius away.)

## Create a Hybrid Model

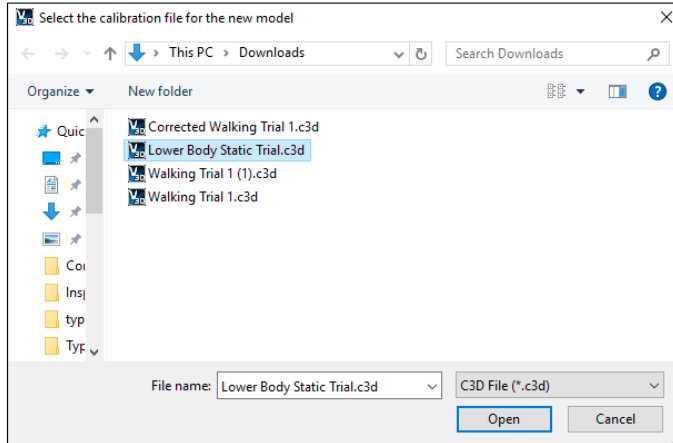
Start -> Programs -> C-Motion -> Visual3D Create a new model using the standing trial

1. From the **Model** menu, select **Create - Hybrid Model from C3D file**.

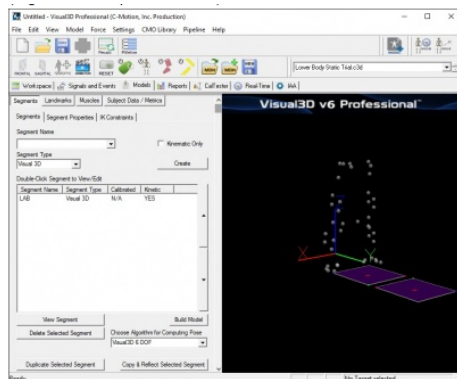


2. Select **Visual3D Hybrid Model**.

3. A dialog titled "Select the calibration file for the new model" will appear; select "Lower Body Static Trial.c3d." Click **Open**.



4. Visual3D will switch to Model Building mode automatically. The 3D viewer will display the average value of the marker locations from the standing file. The dialog bar to the left of the screen will contain a list of segments, which by default will contain only a segment representing the Laboratory (e.g. Motion Capture Volume).




**Note:** Your screen may look slightly different.

### Centering the markers in the viewer

1. Rotate the model so that it faces you completely.
2. Center the model so that its center of mass is on the cross-hair.
3. Rotate the model so that you are viewing it from the side completely.
4. Center the model so that its center of mass is on the cross-hair.
5. Rotate the model so that you view it from the top completely.
6. Center the model so that its center of mass is on the cross-hair. Your model should now be completely centered.

### Identifying Markers

- Clicking an individual marker highlights it and displays a label with its name and location. Clicking it again will unhighlight it and remove the label.

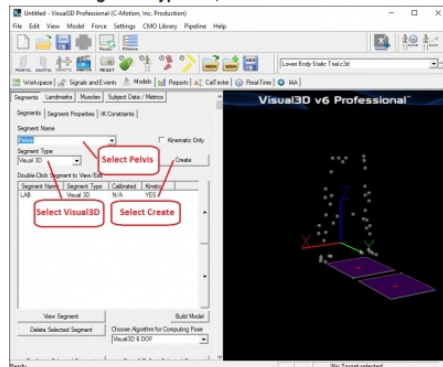
- The  button toggles between marker numbers, marker names, and no annotation.

## Creating the Pelvis Segment

There are many possible markers for a pelvis segment that make sense anatomically, and have a history in the biomechanics community. The most common marker set is the Helen Hayes marker set shown [here](#).

In this tutorial we are presenting a pelvis segment that is defined similarly to all segments in Visual3D, so we refer to it as the **Visual3D Pelvis**

1. From the **Segment Name** box, select **Pelvis**.
2. From the **Segment Type** box, select **Visual3D**.



3. Click **Create**.
4. A dialogue box labeled **Enter Body Mass and Height** will open because Visual3D needs the subject to be assigned a mass and a height. For this example, Enter **48.6 kg** and **1.57 m**, and click **OK**.

Enter Body Mass and Height

Total Body Mass (kgs):

48.600

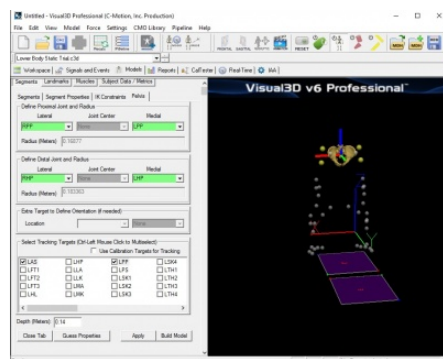
Height (meters):

1.570

OK

Cancel

5. In the **Pelvis** tab, enter these values:
6. **Define Proximal Joint and Radius:** (Right and Left Iliac Crest Markers)
7. **Lateral:** *RPP*
8. **Medial:** *LPP*
9. **Define Distal Joint and Radius:** (Right and Left Greater Trochanter Markers)
10. **Lateral:** *RHP*
11. **Medial:** *LHP*
12. **Select Tracking Targets:** *LAS, RAS, LPP, RPP* (Select all 4)
13. **Depth:** *0.14000* (Physical depth of the pelvis; Mid ASIS to Mid PSIS)
14. Click **Build Model** to build the segment. You should now see a pelvis segment on your standing model. If you do not see the pelvis segment after clicking **Build Model**, double check the values you entered in the last step.



## View the Pelvis Segment Coordinate System

It is often helpful to isolate the segment's coordinate system in order to validate that it is setup correctly. This view can also help you visualize where the center of gravity for a segment is located. Follow the procedure below to isolate the segment's coordinate system by toggling off the other views. When you are done you will be left with the Coordinate System of the Pelvis as represented by a Red Line (x-axis), Green Line (y-axis) and a Blue Line (z-axis) in the image below.

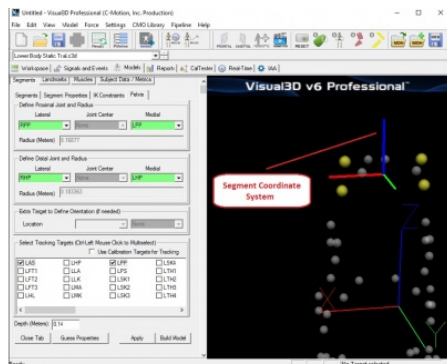
**Note:** Each of the view buttons is a toggle button and will either toggle on or off a particular view.


1. Click the **Views Segment** toggle button




on the toolbar until the pelvis bone disappears (the same effect can be achieved by pressing F5 on your keyboard).





2. Click the **Views Segment Geometry** toggle button  on the toolbar until you toggle off geometric view the pelvis (the same effect can be achieved by pressing F7 on your keyboard).

**Note:** If you have followed this tutorial exactly this view may already be off.

Click the **Views Segment Lines** toggle button  on the toolbar until you toggle off the yellow lines which connect the segment end points.

## Segment Properties

The following properties are computed based on the calibration of the segment proximal and distal endpoints.

- **Segment Length** - This is computed based upon the calibration of the segment proximal and distal endpoints.
- **Inertial Values** - This is computed based upon the segment mass and geometry. These values may be modified only for segments with a CUSTOM SEG (ment) selected for the Segment Geometry.
- **Distance from CM (Center of Mass) to Proximal end** - This is a multiplier used to modify the distance from the center of mass from the segment's proximal end. This field is only used when CUSTOM SEG (ment) is selected for the Segment Geometry.

## View the Pelvis Segment Properties

The Segment Properties dialog modifies general properties which are common to most segments. Some of the most common uses include: modifying the mass of the segment, the scale and rotation of the object which represents the segment, adding a custom object (such as a golf club or baseball bat) to the model, removing the kinetic calculations for a segment, modifying the size and rotation of the segment, and [modifying the segment coordinate system](#).

## Segment properties that may be modified

- **Segment Name** - Changing this will select another segment to modify.
- **Kinematics Only** - Use this check box for segment where only kinematics need to be calculated (where kinetic calculations are not needed). Sometimes useful when you want to create a virtual segment where kinetic calculations are not needed such as a virtual foot or virtual hand.
- **Segment Mass** - The segment mass is defaulted based on the type of segment and the subject mass. To change this value, you may type a value for the mass (in kilograms), or use a formula using existing Subject Data (such as a percentage of the subject Mass). This may be useful if the subject is using a prosthesis that would have a different mass than the part of the body it replaces.
- **Segment Geometry** - The segment may be represented internally as a CONE, CYLINDER, SPHERE, ELLIPSOID or CUSTOM SEG (ment). The geometry of a segment affects the segment's inertial properties and center of mass location. This also affects the segment geometry displayed in the animation/model builder window. This would be useful if you have a custom segment defined and need to use that segment geometry.
- **Model File** - This is the graphic model file (.v3g, .obj, or .wrl) used to draw the segment in the animation/model window. In most cases this is a bone, but could also be an object such as a golf club, baseball bat, or as you will see in the Just for Fun section below, where a skull is used for the pelvis, any object file.
- **Material File** - Material files can be loaded to change the color of a segment. Material file can only be used with .obj files.

## Modify a segment's properties:

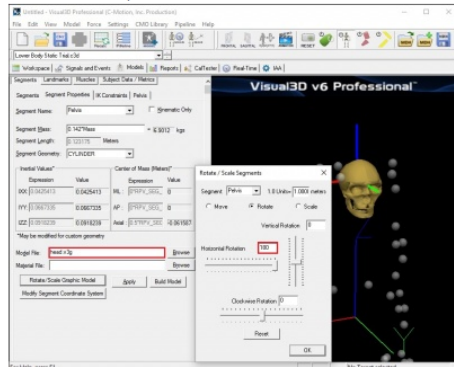
1. Select the segment name in the Segment Name combo box. The selected segment's properties will be displayed in the dialog.
2. To modify the properties, make the desired change in the dialog.

Segments			
Segments		Subject Data / Metrics	
Segment Properties   IK Constraints   Pelvis			
Segment Name: Pelvis <input type="checkbox"/> Kinematic Only			
Segment Mass:		0.142*Mass = 6.9012 kgs	
Segment Length:		0.123175 Meters	
Segment Geometry:		CYLINDER	
Inertial Values*		Center of Mass (Meters)*	
Expression	Value	Expression	Value
IXX: 0.0425413	0.0425413	ML: 0*RPV_SEG_0	0
IYY: 0.0667335	0.0667335	AP: 0*RPV_SEG_0	0
IZZ: 0.0918239	0.0918239	Axial: 0.5*RPV_SEG_0	0.061587
*May be modified for custom geometry			
Model File:		pelvis.v3g <input type="button" value="Browse"/>	
Material File:		<input type="button" value="Browse"/>	
Rotate/Scale Graphic Model		<input type="button" value="Apply"/> <input type="button" value="Build Model"/>	
Modify Segment Coordinate System			

### A little fun with the Graphics

You may skip to the next section if you wish. As you will see, it is possible to replace the "bones" with another bone or object file. As a ridiculous example, you can change the pelvis model to display a skull rather than the pelvis bones.

1. Click on the **Browse** button beside the **Model File** edit box.
2. Open the *head.v3g* file.
3. Click **Apply**. A 3D image of a head will appear in place of the pelvis.  
**Note:** For older versions of the software this will be *head.obj*. Visual 3D accepts either file format.
4. The head will appear upside down because the default segment coordinate system for the head is defined with the top of the head as the distal segment.
5. To re-orient the bone:
6. click on the **Rotate/Scale Graphic Model** button
7. Set the **Horizontal Rotation** to *180*
8. Click **OK** to accept the new rotation value and close the window.



9. Restore the pelvis image before proceeding:
10. Change **Model File** back to *pelvis.v3g*
11. Click **Rotate/Scale Graphic Model**
12. Click **Reset**.
13. Click **OK**.

## Save the data

Save often to prevent loss of files due to power outages or Windows errors.

### Save the Workspace to a .cmo file

Maintain a series of .cmo files as you work so that you can revert to a previous step.

1. From the **File** menu, click on **Save As**.
2. In the *Save As* dialog box label your file *MyTutorial1.cmo*, navigate to the location of your choice and click **Save**.

### Save the Model Template

Save the segment definitions as a model template (mdh) file to allow you to re-create models using the same marker set.

From the Model menu select **Save Model Template**.

In the *Save As* dialog box label your file *tutorial\_template.mdh*, navigate to the location of your choice and click **Save**.

### Apply the Model Template

Now that the model template exists, you can use this template on other data sets.

From the Model menu select **Apply Model Template**

In the dialog box select the appropriate .mdh file.



## Define the Remaining Segments

### Create the Right Thigh Segment

1. From the **Segments** tab, select **Right Thigh** in the **Segment Name** drop down list box
2. Click **Create**. A new tab labeled **Right Thigh** will open.
3. In the **Right Thigh** tab, enter these values:

#### Define Proximal Joint and Radius

**Lateral:** *RHP*   **Joint:** *None*   **Medial:** *None*   **Radius:** *.089*

**Note:** There is no medial marker on the proximal end. Only three markers are needed to create the plane. In this situation Visual3D requires the distance from the marker to the hip joint center (proximal radius). In this tutorial the measured value of the radius was 0.089 meters, but this value should be unique to each subject.

*This radius value is based on estimating the hip center from palpation while moving the Thigh. Using a caliper the distance from the greater trochanter target to the estimate of the hip center is measured.*

*There is some justification for this prehistoric approach. The Coda pelvis' hip center is based on the Bell, Brand and Peterson regression equations which came from a limited number of samples and doesn't account for gender differences (we know exist in the pelvis). Also you could argue that this lateral marker approach is superior to functional joints because it isn't really subject to soft-tissue artifact. If you have a really talented person placing your markers a lateral proximal target can be useful method for defining the coordinate system of the thigh.*

#### Define Distal Joint and Radius

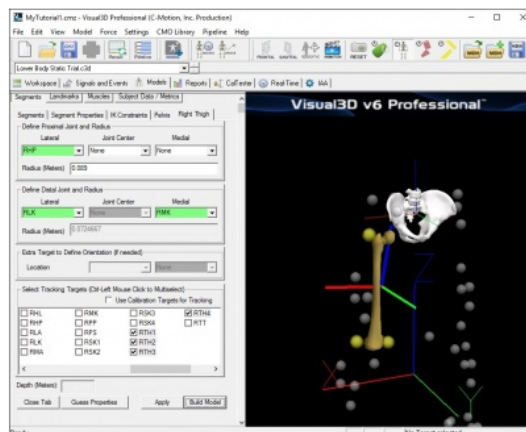
**Lateral:** *RLK*   **Joint:** *None*   **Medial:** *RMK*

**Select Tracking Targets:** *RTH1, RTH2, RTH3, RTH4* (Select all 4)

**Note:** Hold the Ctrl key on your keyboard while you click to make multiple selections.

4. Click **Build Model**. A 3D image of a thigh will appear.

**Note:** If you receive an error message about inertial properties and custom segments, you may have entered an incorrect number for the proximal radius.

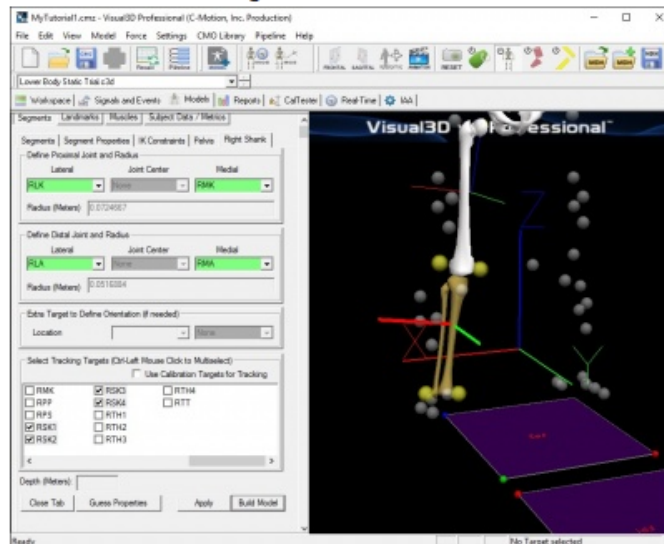


5. Click **Close Tab** before proceeding.

**Note:** Closing the tab will not affect the model in any way.

## Create the Right Shank Segment

1. In the **Segments** tab, select *Right Shank* in the Segment Name box.
2. Click on the **Create Segment** button.



3. In the **Right Shank** tab, enter these values:

### Define Proximal Joint and Radius

**Lateral:** *RLK* **Joint:** *none* **Medial:** *RMK* **Radius:**

### Define Distal Joint and Radius

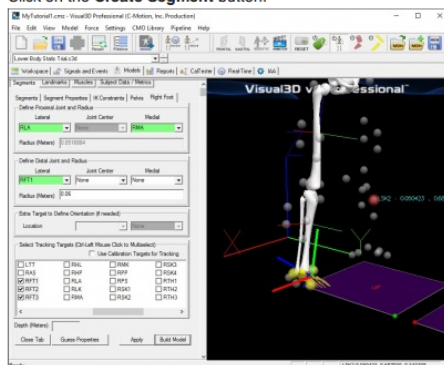
**Lateral:** *RLA* **Joint:** *none* **Medial:** *RMA* **Radius:**

**Select Tracking Targets:** *RSK1, RSK2, RSK3, RSK4*

4. Click on **Build Model**. A 3D image of a shank will appear distal to the thigh.
5. Click on **Close Tab** before proceeding.

## Create the Right Foot Segment

1. In the **Segments** tab, select *Right Foot* in the Segment Name box.
2. Click on the **Create Segment** button.



3. In the **Right Foot** tab, enter these values:

### Define Proximal Joint and Radius

**Lateral:** *RLA* **Joint:** *none* **Medial:** *RMA* **Radius:**

### Define Distal Joint and Radius

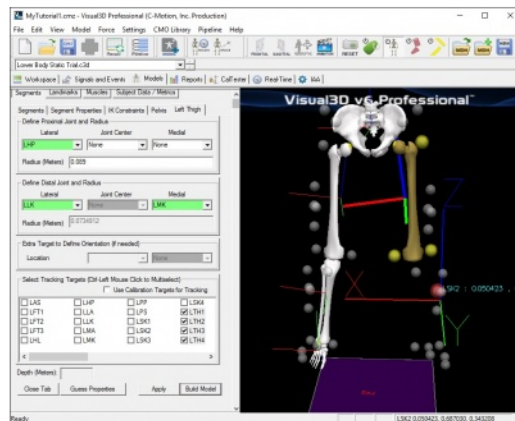
**Lateral:** *RFT1* **Joint:** *none* **Medial:** *none* **Radius:** *0.06*

**Select Tracking Targets:** *RFT1, RFT2, RFT3*

4. Click on **Build Model**. A 3D image of a foot will appear distal to the shank.
5. Click on **Close Tab** before proceeding.
6. This is a simple representation of the foot that is adequate for many of the Kinematic and Kinetic calculations in Visual3D. It is not, however, adequate for the calculation of the ankle joint angle; see the joint angle section for further information.

**Note:** The value of 0.06 was a measurement made on this subject. This value should be measured and should be unique to each subject.

## Create the Left Thigh Segment



1. In the **Segments** tab, select *Left Thigh* in the **Segment Name** box.
2. Click on the **Create Segment** button.
3. In the **Left Thigh** tab, enter these values:

### Define Proximal Joint and Radius

**Lateral:** *LHP* **Joint:** *none* **Medial:** *none* **Radius:** *0.089*

### Define Distal Joint and Radius

**Lateral:** *LLK* **Joint:** *none* **Medial:** *LMK* **Radius:**

**Select Tracking Targets:** *LTH1, LTH2, LTH3, LTH4*

4. Click on **Build Model**. A 3D image of the left thigh will appear.

## Create the Left Shank Segment

1. In the **Segments** tab, select *Left Shank* in the **Segment Name** box.
2. Click on the **Create Segment** button.
3. In the **Left Shank** tab, enter these values:

### Define Proximal Joint and Radius

**Lateral:** *LLK* **Joint:** *none* **Medial:** *LMK* **Radius:**

### Define Distal Joint and Radius

**Lateral:** *LLA* **Joint:** *none* **Medial:** *LMA* **Radius:**

**Select Tracking Targets:** *LSK1, LSK2, LSK3, LSK4*

4. Click on **Build Model**. A 3D image of the left shank will appear.

## Create the Left Foot Segment

1. In the **Segments** tab, select *Left Foot* in the **Segment Name** box.
2. Click on the **Create Segment** button.
3. In the **Left Foot** tab, enter these values:

### Define Proximal Joint and Radius

**Lateral:** *LLA* **Joint:** *none* **Medial:** *LMA* **Radius:**

### Define Distal Joint and Radius

**Lateral:** *LFT1* **Joint:** *none* **Medial:** *none* **Radius:** *0.06*

**Select Tracking Targets:** *LFT1, LFT2, LFT3*

4. Click on **Build Model**. A 3D image of the left foot will appear.

## Completing the Model

1. When all segments have been defined, click on **Build Model**.
2. In the **File** menu, click on **Save** to save the file for use in another tutorial.
3. Save the model as a **Model Template**.

**Verify the model template**

1. Clear the Visual3D Workspace - Select **File New**
2. Repeat the initial steps in this tutorial.
  1. Open the movement trial
  2. Create a hybrid model using the standing trial
  3. Assign the movement trial to the model
  4. Apply the model template. **You will find this option under the Model Menu Item.**